

**PROTOTIPO AUTOMATIZADO PARA MEZCLADO A VACÍO DE  
POLIMETILMETACRILATO PARA REDUCCIÓN DE POROSIDAD EN CEMENTO  
QUIRÚRGICO EN PRÓTESIS ARTICULARES**

**MANUEL ALEJANDRO MEJÍA RODRÍGUEZ**

**UNIVERSIDAD ECCI**

**Facultad Ingeniería**

**Coordinación de Ingeniería Biomédica**

**Bogotá, D.C**

**2018**

**PROTOTIPO AUTOMATIZADO PARA MEZCLADO A VACÍO DE  
POLIMETILMETACRILATO PARA REDUCCIÓN DE POROSIDAD EN CEMENTO  
QUIRÚRGICO EN PRÓTESIS ARTICULARES.**

**MANUEL ALEJANDRO MEJÍA RODRÍGUEZ**

**PROYECTO PARA OPTAR POR EL TITULO DE INGENIERO BIOMEDICO**

**DIRECTOR DE TESIS:**

**JORGE HUMBERTO TORRES MEDINA**

**Ingeniero Electrónico**

**UNIVERSIDAD ECCI**

**FACULTA DE INGENIERIA**

**COORDINACION DE INGENIERIA BIOMEDICA**

**BOGOTA, D.C.**

**2018**

## Contenido

Glosario .....	16
1. Título de Investigación.....	1
2. Problema de Investigación .....	1
3. Formulación de Problema .....	2
4. Descripción del Problema .....	2
5. Objetivo general.....	3
5.1 Objetivos específicos .....	3
5.2 Objetivos secundarios .....	4
6. Justificación .....	4
7. Marco teórico.....	12
7.1 Cemento óseo: Historia y desarrollo .....	12
8. Marco conceptual.....	15
8.1 Composición .....	15
8.2 Polimerización exotérmica .....	18
8.3 Descomposición térmica del iniciador .....	20
8.4 Descomposición química del iniciador (iniciador redox) .....	23
8.5 Viscosidad del Pmma .....	26

8.6	Requisitos de la norma iso 5833:2002 para cementos óseos.....	28
8.7	Toxicidad del monómero de metilo .....	29
8.8	Límites de exposición laboral.....	30
9.	Metodología.....	30
9.1	Etapa 1: Diseño de hardware y selección de tecnología .....	31
9.1.1	Código de programación en lenguaje C.....	31
9.1.2	Características del lenguaje de programación.....	32
9.1.3	Elección de la placa integrada de Arduino .....	33
9.1.4	Lenguaje de programación en Arduino .....	36
9.1.5	Selección de tecnología .....	37
9.1.6	Diseño de carcasa .....	41
9.1.7	Selección de los materiales para la construcción de la carcasa:.....	42
9.1.8	Programación en sistema Arduino uno.....	42
9.1.9	Simulación de la programación en software Proteus .....	45
9.1.10	Síntesis de la sección Etapa 1 .....	49
9.1.11	Recurso Financiero .....	50
9.2	Etapa 2: Diseño de modelo CAD/ Diseño de código de programación. ....	50
9.2.1	Objetivo del modelo CAD .....	51
9.2.2	Modelo CAD del prototipo .....	51

9.2.3	Diseño base del prototipo .....	52
9.2.4	Diseño CAD de la tapa o carcasa del prototipo .....	54
9.2.5	Diseño de vaso de mezclado .....	57
9.2.6	Programa para la detección de poros en cemento, usando Matlab.....	60
9.2.7	Ingeniería Biomédica.....	61
9.2.8	Uso del software Matlab para este proyecto .....	62
9.2.9	Algoritmo General Para La Detección De Bordes .....	63
9.2.10	Filtro lineal mediana repaso espacial y matemático .....	64
9.2.11	Binarización de la imagen de prueba.....	67
9.2.12	Etiquetado de porosidad y características geométricas de los poros.....	69
9.2.13	Síntesis de la etapa 2.....	74
9.3	Etapa 3: Acople de software y hardware.....	75
9.3.1	Fabricación del prototipo .....	76
9.3.2	Síntesis de la etapa 3:.....	87
9.4	Etapa 4: Verificación de la reducción de poros, por medio de código de programación en Matlab .....	88
9.4.1	Proceso de mezclado .....	88
9.4.2	Proceso de mezclado a vacío en el prototipo .....	92
9.4.3	Proceso De Mezclado A Cielo Abierto (Técnica Actual) .....	96

9.4.4	Diseño Metodológico Para Tratamiento De Muestras .....	107
9.4.5	Etiquetado de las muestras de mezclado a cielo abierto C.A en Matlab .....	110
9.4.6	Etiquetado De Muestras Mezcladas A Vacío En Matlab .....	111
9.4.7	Algoritmo para la detección de poros, bajo muestras procesadas a cielo abierto C.A 112	
9.4.8	Algoritmo para la detección de poros, bajo muestras procesadas a vacío VAC.....	118
9.4.9	Prueba de t-student .....	122
10.	Resultados .....	124
10.1	Tabulación De Resultados.....	124
10.2	Análisis de resultados muestras a cielo abierto C.A .....	124
10.3	Análisis de resultados muestras a vacío VAC en prototipo .....	128
11.	Discusión .....	136
12.	Conclusión .....	138
13.	Bibliografía .....	140
	ANEXO A: Líneas de programación en Arduino Uno.....	151
	ANEXO B: Líneas de programación para detección de poros en Matlab .....	158
	ANEXO D: Tabulación de resultados .....	165

## Contenido de tablas

<i>Tabla 1 Influencia de la porosidad en la resistencia a la fatiga.....</i>	<i>10</i>
<i>Tabla 2 Descripción de los componentes y su rol dentro del mismo. ....</i>	<i>18</i>
<i>Tabla 3 Resultado a largo plazo del tallo cementado pulido de Charnley.....</i>	<i>20</i>
<i>Tabla 4 Características mecánicas promedio del PMMA .....</i>	<i>28</i>
<i>Tabla 5 Promedio de cargas en Mpa para tres tipos de cementos comerciales .....</i>	<i>29</i>
<i>Tabla 6 Etapas y objetivos.....</i>	<i>31</i>
<i>Tabla 7 Resumen de características de ARDUINO UNO.....</i>	<i>37</i>
<i>Tabla 8 Recursos Financieros Fuente: Autor .....</i>	<i>50</i>
<i>Tabla 9 Matriz de zonas de muestra vs técnica .....</i>	<i>107</i>
<i>Tabla 10 Matriz de variables de determinar.....</i>	<i>108</i>
<i>Tabla 11 Cuantificación de poros en metafisis 1 muestra a cielo abierto C.A.....</i>	<i>113</i>
<i>Tabla 12 Cuantificación de poros en metafisis 2, muestra a cielo abierto C.A.....</i>	<i>114</i>
<i>Tabla 13 Cuantificación de poros en Diáfisis, muestra a cielo abierto C.A .....</i>	<i>115</i>
<i>Tabla 14 Cuantificación de poros en Diáfisis 2, muestra a cielo abierto C.A.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabla 15 Cuantificación de poros en Diáfisis distal 1, muestra a cielo abierto C.A .....</i>	<i>117</i>
<i>Tabla 16 Cuantificación de poros en Diáfisis distal 2, muestra a cielo abierto C.A .....</i>	<i>118</i>
<i>Tabla 17 Cuantificación de poros en metafisis 1 muestra de mezclado VAC (Prototipo).....</i>	<i>119</i>
<i>Tabla 18 Cuantificación de poros en metafisis 2, muestra de mezclado VAC (Prototipo).....</i>	<i>120</i>
<i>Tabla 19 Cuantificación de poros en Diáfisis 1, muestra de mezclado VAC (Prototipo) .....</i>	<i>121</i>
<i>Tabla 20 Cuantificación de poros en Diáfisis 2, muestra de mezclado VAC (Prototipo) .....</i>	<i>122</i>
<i>Tabla 21 Resultados de la medición de variables de interés. ....</i>	<i>124</i>
<i>Tabla 22 Prueba T-Student para el total de poros en muestras CA y VAC.....</i>	<i>132</i>
<i>Tabla 23 Prueba T-Student para poros mayores a 1 mm en muestras C.A y VAC .....</i>	<i>134</i>
<i>Tabla 24 Prueba T-Student para poros menores a 1 mm en muestras C.A Y VAC.....</i>	<i>135</i>

## Contenido De Figuras

<i>Figura 1 Medical Expo (2017), Mezclador de cemento a vacío Zimmer 3-Dose, Recuperado de <a href="http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html">http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html</a> .....</i>	<i>8</i>
<i>Figura 2 Sinergie Ingenierie (20017) , Sinimyx , Recuperado de <a href="http://www.cirugiadepie.es/descargas/mezclado_vacio.pdf">http://www.cirugiadepie.es/descargas/mezclado_vacio.pdf</a> .....</i>	<i>8</i>
<i>Figura 3 Medical Expo (2017), Mezclador de cemento óseo ACM, grupo Stryker, Recuperado de <a href="http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html">http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html</a> .....</i>	<i>9</i>
<i>Figura 4 Densidad de vacío (a) mezcla de cemento a vacío (b) mezcla manual bajo techo abierto (Fatima Ziuica, Mirosław Bábica, &amp; Nenad Grujovica, 2012).....</i>	<i>10</i>
<i>Figura 5 Microfotografías de la interfaz implante-cemento) a) sin vacío, temperatura ambiente b) cemento mezclado al vacío, componente temperatura ambiente; c) sin vacío, componente climatizado 40°C y d) el cemento mezclado al vacío, componente climatizado 40°C. (A. A. Jafri, S. M. Green,, &amp; P. F. Partington,, 2004) .....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 6 Formación de polímeros, a través de la adición de radicales libres a partir de monómeros insaturados, recuperado de <a href="http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf">http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf</a>.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 7 Formación de radicales libres a partir de la unión del promotor (n,n - dimetil- p- toluidina) y el iniciador peróxido de benzoilo , Recuperado de <a href="http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf">http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf</a>.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 8 Adición de radicales libres a los dobles enlaces de los monómeros de metilo, Recuperado <a href="http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/EXP.T2.1-PyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf">http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/EXP.T2.1-PyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf</a>.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 9 Producción de radicales dimericos a partir de radicales monomericos, Recuperado de <a href="http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf">http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf</a> .....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 10 La propagación continuará hasta producir largas cadenas macromoleculares, como queda representado en el siguiente esquema, Recuperado de <a href="http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf">http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf</a> .....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 11 Final de la polimerización, Recuperado de <a href="http://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6686/09Txrj9de14.pdf?sequence=9">http://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6686/09Txrj9de14.pdf?sequence=9</a> .....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 12 Tarjeta ARDUINO UNO, recuperado de <a href="https://www.google.com.co/search?q=arduino+uno+caracteristicas&amp;espv=2&amp;source=lnms&amp;tbm=isch&amp;sa=X&amp;sqi=2&amp;ved=0ahUKEwj46PnS_NHSAhVLxCYKHTfNAr8Q_AUIBigB&amp;biw=1366&amp;bih=613&amp;dp r=1">https://www.google.com.co/search?q=arduino+uno+caracteristicas&amp;espv=2&amp;source=lnms&amp;tbm=isch&amp;sa=X&amp;sqi=2&amp;ved=0ahUKEwj46PnS_NHSAhVLxCYKHTfNAr8Q_AUIBigB&amp;biw=1366&amp;bih=613&amp;dp r=1</a> .....</i>	<i>35</i>



<i>Figura 13 Sensor de temperatura y humedad AM2302, fuente: internet .....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 14 Sensor de temperatura infrarrojo Mlx90614esf Gy-906 Fuente: Internet .....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 15 Micro Metal Gearmotors with carbon brushes (HPCB) Fuente: Internet .....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 16 LCD 16x20 Fuente: Internet.....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 17 Sensor de presión diferencial serie MPX200, Fuente: Internet.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 18 optocoplador serie 4N35, fuente: Internet .....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 19 Buzzer 1567HJ, para alarma sonora, Fuente: Internet .....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 20 Tarjeta de control para aislamiento de la parte de control de la de potencia .....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 21 Simulación del código en software Proteus Fuente: Autor .....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 22 Simulación del código cuando la temperatura se encuentra a 22 grados Celsius (temperatura mínima de PMMA) software Protesus, Fuente: Autor .....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 23 Simulación del código cuando la temperatura se encuentra a 50.3 grados Celsius (temperatura máxima de PMMA) Software Proteus, Fuente: Autor.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 24 Diagrama de bloques del prototipo automatizado Fuente: Autor .....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 25 Diagrama de flujo del sistema operativo del prototipo, sentencias Fuente: Autor .....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 26 Base del prototipo CAD, Sotware : Solidworks, Fuente : Autor .....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 27 Seccion Sagital , base del prototipo CAD Sotware : Solidworks, Fuente: Autor .....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 28 Seccion transversa , base prototipo CAD Sotware : Solidworks, Fuentes: Autor .....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 29 Soportes internos de componentes electrónicos, A: diseño en forma de “L” para posicionar tarjeta en sentido vertical, software Solidwoks, Fuente: Autor. ....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 30 Sección externa de la base en A) salida del aspa del motor, B) salida de rayo láser, C) salida de conducto de vacío, software Solidworks, Fuente: Autor. ....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 31 Área de 15x15cm de la tapa del prototipo, software Solidworks Fuente: Autor .....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 32 Diseño definitivo de tapa, software Solidworks, Fuente: Autor.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 33 Base y tapa del prototipo software Solidworks. Fuente: Autor .....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 34 Macho en azul, perfectamente acoplado a porción hembra de la base, Sotware Solidworks, Fuente: Autor .....</i>	<i>56</i>

<i>Figura 35 Malla óptima para impresión 3D Fuente: Autor .....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 36 Sistema de acople del vaso impreso en 3D para garantizar esterilización Sotware : Solidworks Fuente: Autor .....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 37 Acople de las tres pociones impresas del vaso; de arriba abajo: Hembra A (café), porción del macho no estéril B (amarillo), vaso estéril donde se mezclara el cemento C (verde) Sotware : Solidworks Fuente: Autor .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 38 Corte sagital del vaso mezclador de cemento a vacío junto con sus respectivas aspas en color rojo (A), Sotware : Solidworks Fuente: Autor .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 39 Procesamiento de una imagen en software Fuente: Biblioteca Matlab.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 40 Procesamiento de imagen transversal de un cráneo en Matlab Fuente: Biblioteca Matlab....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 41 Ilustración visual y matemática del proceso del filtrado mediana Fuente: Autor.....</i>	<i>64</i>
<i>Figura 42 Imagen <math>g(x, y)</math> después del proceso de filtrado lineal por método media Fuente: Autor.....</i>	<i>65</i>
<i>Figura 43 Algoritmo para Realce de zonas porosas para posterior binarización Fuente: Autor .....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 44 Realce de zonas porosas para posterior binarización Fuente: Autor.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 45 Algoritmo para binarización de imagen bajo umbral Otzu.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 46 Probabilidad de ocurrencia del nivel de gris (i) en la imagen:.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 47 Algoritmo para la determinación de los valores <math>(C1, C2) = (1, 0)</math> .....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 48 Denominadores otzu del umbral de intensidad .....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 49 Binarización de la imagen de prueba Fuente: Autor .....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 50 Porción de la matriz L generada por Matlab, observe el etiquetado de cada conjunto de binarizado Fuente: Autor.....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 51 Propiedades de la función “regionprops” Fuente: Autor.....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 52 Umbralización de poros en función de su área Fuente: Autor .....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 53 Identificación de poros menores de 10 pixeles de área (color azul) mayores de 10 pixeles de área (color verde, borde en rojo limitando poros (color rojo) Fuente: Autor.....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 54 Vista anterior base prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>76</i>
<i>Figura 55 Vista superior base prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>77</i>

<i>Figura 56 Vista anterior base prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>77</i>
<i>Figura 57 Vista anterior de tapa del prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 58 vista lateral de la tapa prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 59 Vista posterior de la tapa prototipo Fuente: Autor.....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 60 Sistema de acople tapa-base de prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>79</i>
<i>Figura 61 Visualización CAD de sistema de anclaje Geométrico Fuente: Autor.....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 62 Impresora Marketbott cortesía 3DMi Fuente: Autor .....</i>	<i>80</i>
<i>Figura 63 Impresión de macho y hembra material PLA Fuente: Autor.....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 64 Resultados proceso de impresión Fuente: Autor .....</i>	<i>81</i>
<i>Figura 65 Proceso de verificación Macho CAD – Prototipo impreso en 3D Fuente: Autor .....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 66 Acoplamiento Hembra – Macho Fuente: Autor.....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 67 Componentes para ensamblar al hardware Fuente: Autor .....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 68 Componentes electrónico en base prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 69 Vista superior de acople de componentes a base de prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 70 Prototipo y componentes electrónicos ensamblados Fuente: Autor .....</i>	<i>85</i>
<i>Figura 71 Software y hardware ensamblado vista lateral Fuente: Autor .....</i>	<i>85</i>
<i>Figura 72 Software y hardware ensamblado vista lateral Fuente: Autor .....</i>	<i>86</i>
<i>Figura 73 Vista frontal (A) y posterior (B) de prototipo ensamblado Fuente: Autor .....</i>	<i>86</i>
<i>Figura 74 Izquierda: modelo CAD del prototipo, derecha: modelo impreso en 3d PLA Fuente: autor....</i>	<i>87</i>
<i>Figura 75 Vista posterior de modelo CAD Y del modelo impreso en 3D Fuente: Autor .....</i>	<i>87</i>
<i>Figura 76 Cortes de donde se extraerán las muestras de cemento Fuente: Autor .....</i>	<i>89</i>
<i>Figura 77 Instrumental especializado para cadera, de la casa ortopédica Dipromedicos Fuente: laboratorio Dipromedicos. ....</i>	<i>90</i>
<i>Figura 78 Raspas femorales para moldear el canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>90</i>
<i>Figura 79 Cemento quirúrgico 20 ml de monómero y 40 gr de polímero Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>91</i>

<i>Figura 80 Jeringa de cemento marca Súbiton, especial para cirugía de cadera Fuente: Laboratorio Dipromedicos. ....</i>	<i>91</i>
<i>Figura 81 Fémur derecho de cerdo, junto a raspa de prueba femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>92</i>
<i>Figura 82 Corte subcapital de la porción femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 83 Retiro de cabeza femoral de la muestra femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos. ....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 84 Cincel de Thompson para abertura de canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 85 Uso de iniciador manual para reemplazo articular, para ubicar completamente el canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 86 Introducción de raspas femorales Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 87 Monómero y Polímero de metilo listo para mezclar en prototipo Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 88 Fémur derecho de cerdo Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 89 Zona de corte a nivel de la cabeza femoral (subcapital) Fuente: Laboratorio Dipromedicos .</i>	<i>97</i>
<i>Figura 90 Corte con sierra de cirugía a nivel subcapital Fuente: Laboratorio Dipromedicos. ....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 91 Corte a nivel del cuello femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 92 Cincel de Thompson para abertura de canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 93 Uso de iniciador manual para reemplazo articular, para ubicar completamente el canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>99</i>
<i>Figura 94 Visualización del canal femoral ya abierto Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>99</i>
<i>Figura 95 Introducción de raspas femorales Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>100</i>
<i>Figura 96 Pistola de cemento con cemento quirúrgico Fuente: Laboratorio Dipromedicos.....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 97 Mezcla de Polimetilmetacrilto y monómero de Metilmetacrilato (PMMA) Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 98 Introducción del cemento en la jeringa, para posterior relleno del canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos. ....</i>	<i>102</i>
<i>Figura 99 Relleno de canal femoral con cemento quirúrgico (técnica a cielo abierto) Fuente: Laboratorio Dipromedicos .....</i>	<i>102</i>

Figura 100 Llenado de canal femoral con cemento quirúrgico PMMA Fuente: Laboratorio Dipromedicos.	103
Figura 101 Cemento quirúrgico fraguado pasado 10 min Fuente: Laboratorio Dipromedicos	103
Figura 102 Corte longitudinal de la muestra y posterior disección de bordes Fuente: Laboratorio Dipromedicos.	104
Figura 103 Corte longitudinal de porción diafisiaria de hueso, obsérvese la incrustación del cemento Fuente: Laboratorio Dipromedicos.	105
Figura 104 Muestra retirada de su lecho óseo Fuente: Laboratorio Dipromedicos.	105
Figura 105 Otras muestras retiradas del lecho óseo Fuente: Laboratorio Dipromedicos	106
Figura 106 Corte de la muestra por sierra, observe como la muestra queda lacerada e inservible para procesamiento de imagen en Matlab Fuente: Laboratorio Dipromedicos.	106
Figura 107 Muestras de cemento pre procesamiento Matlab Fuente: Autor	108
Figura 108 Muestra de cemento C.A con capa de grafito para segmentación manual de los poros fotografía en FUJIFILM FINEPIX SL1000 Fuente: Autor	109
Figura 109 Muestra de PMMA a cielo abierto C.A A) Metafisis 1 B) Metafisis 2, C) Diáfisis 1, D) Diáfisis 2 ,E) Diáfisis distal 1, F) Diáfisis distal Fuente: Autor	110
Figura 110 Muestra de PMMA a vacío prototipo VAC) Metafisis 1 B) Metafisis 2, C) Diáfisis 1, D) Diáfisis 2 ,E) Diáfisis distal 1, F) Diáfisis distal Fuente: Autor	111
Figura 111 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 1 a cielo abierto C.A Fuente: Autor	112
Figura 112 Continuidad importante de porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor	112
Figura 113 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 2 a cielo abierto C.A Fuente: Autor	113
Figura 114 Continuidad importante de porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor	113
Figura 115 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis 1 a cielo abierto C.A Fuente: Autor	114
Figura 116 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor	114
Figura 117 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis 2 a cielo abierto C.A Fuente: Autor	115
Figura 118 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor	115

<i>Figura 119 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 1 a cielo abierto C.A Fuente: Autor.....</i>	<i>116</i>
<i>Figura 120 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor .....</i>	<i>116</i>
<i>Figura 121 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 2 a cielo abierto C.A Fuente: Autor.....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 122 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor .....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 123 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 1ª vacío VAC Fuente: Autor .....</i>	<i>118</i>
<i>Figura 124 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 2 a vacío VAC Fuente: Autor.....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 125 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestra Fuente: Autor .....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 126 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 1 a vacío VAC Fuente: Autor .....</i>	<i>120</i>
<i>Figura 127 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestras Fuente: Autor.....</i>	<i>120</i>
<i>Figura 128 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 2 a vacío VAC Fuente: Autor .....</i>	<i>121</i>
<i>Figura 129 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestras Fuente: Autor.....</i>	<i>122</i>
<i>Figura 130 Distribución de poros en zonas de muestra a cielo abierto Fuente: Autor .....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 131 Total de poros en el sistema a cielo abierto Fuente: Autor.....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 132 Número de poros mayores de Imm “cielo abierto” Fuente: Autor.....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 133 Número de poros menores de Imm “cielo abierto” Fuente: Autor.....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 134 Distribución de la frecuencia de poros de proximal a distal en muestras a cielo abierto Fuente: Autor .....</i>	<i>127</i>
<i>Figura 135 Distribución de poros en zonas de muestras a vacío en prototipo. Fuente: Autor .....</i>	<i>128</i>
<i>Figura 136 Total de poros en el sistema a vacío prototipo Fuente: Autor.....</i>	<i>128</i>
<i>Figura 137 Número de poros mayores de Imm en muestras a vacío prototipo Fuente: Autor.....</i>	<i>129</i>
<i>Figura 138 Número de poros menores de Imm muestras a vacío Prototipo Fuente: Autor .....</i>	<i>130</i>
<i>Figura 139 Distribución de la frecuencia de poros de proximal a distal en muestras a vacío Fuente: Autor.....</i>	<i>130</i>

<i>Figura 140 Distribución de poros en función del proceso de mezclado y la zona de muestra Fuente: Autor.....</i>	<i>131</i>
<i>Figura 141 Porosidad total y promedio en cada uno de los métodos de mezclado .....</i>	<i>132</i>
<i>Figura 142 Poros mayores de 1mm en muestra C.A y VAC .....</i>	<i>133</i>
<i>Figura 143 Poros menores de 1mm en muestra C.A y VAC .....</i>	<i>135</i>
<i>Figura 144 Cotas y dimensiones prototipo finalizado .....</i>	<i>164</i>
<i>Figura 145 Cotas y dimensiones prototipo finalizado .....</i>	<i>164</i>

## Glosario

**DEFORMACIÓN PLÁSTICA:** irreversible o permanente. Modo de **deformación** en que el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada.

**REEMPLAZO ARTICULAR:** o artroplastia, es un procedimiento en el que se saca la **articulación** dañada y se pone una **articulación** artificial en su lugar

**POLIMETILMETACRILATO:** también conocido por sus siglas **PMMA**, es uno de los plásticos de ingeniería. La placa de acrílico se obtiene de la polimerización del metacrilato de metilo y la presentación más frecuente que se encuentra en la industria del plástico es en gránulos

**RIGIDEZ:** En ingeniería es una medida cualitativa de la resistencia a las deformaciones elásticas producidas por un material, que contempla la capacidad de un elemento estructural para soportar esfuerzos sin adquirir grandes deformaciones.

**VISCOSIDAD:** es una medida de su resistencia a las deformaciones graduales producidas por tensiones cortantes o tensiones de tracción.

**MODULO DE YOUNG:** es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

**VERTEBROPLASTIA:** Es un procedimiento a menudo ambulatorio que se utiliza para tratar el aplastamiento vertebral doloroso en la columna.

**CIFLOPLASTIA:** Es una cirugía para tratar el aplastamiento vertebral (CIFOIDES) doloroso en la columna vertebral.



**AMINA TERCIARIA:** Son compuestos químicos orgánicos que se consideran como derivados del amoníaco y resultan de la sustitución de uno o varios de los hidrógenos de la molécula de amoníaco por otros sustituyentes o radicales

**CRANEOPLASTIA:** Se define como la reparación de un defecto o de una deformidad del cráneo. La historia de esta técnica quirúrgica es una mezcla de arte y de ciencia.

**BIOPOLIMEROS:** Son macromoléculas presentes en los seres vivos. Una definición de los mismos los considera materiales poliméricos o macromoleculares sintetizados por los seres vivos

**BIOMATERIAL:** material destinado a interactuar con los sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o reemplazar algún tejido, órgano o función del cuerpo.

**HIDROFOBO:** El término se aplica a aquellas sustancias que son repelidas por el agua o que no se pueden mezclar con ella. Un ejemplo de sustancias hidrófobas son los aceites

**NECROSIS:** Muerte de las células y los tejidos de una zona determinada de un organismo vivo.

## **1. Título de Investigación**

Prototipo Automatizado para mezclado a vacío de Polimetilmetacrilato para reducción de Porosidad en cemento quirúrgico en prótesis articulares.

## **2. Problema de Investigación**

En los reemplazos articulares donde se usa cemento quirúrgico para la fijación de los componentes protésicos, se necesita que dicho material sea altamente resistente para soportar las solicitudes mecánicas cambiantes, producto de las actividades diarias del paciente.

Actualmente no se cuenta en Colombia con un sistema de mezclado de cemento quirúrgico que garantice las máximas características físicas ( tenacidad a la fractura, resistencia a la corrosión, resistencia mecánica, bajo índice de fluencia etc. ) en Colombia aun es usado este tipo de cemento por que los sistemas actuales de mezclado son importados y su costo aumentan los gastos de inversión que debe hacer la EPS por paciente, en consecuencia se opta por un mezclado manual, es así que cuando es usado en cirugía no se puede garantizar que dichas variables sean las mejores, ya que en el mezclado manual las características del cemento podría variar según, la experiencia y la cantidad de aire que ingrese en la mezcla, así como la temperatura de la sala de cirugía etc. (Hoey, D. & Taylor, D., 2008) La intención del prototipo aquí expuesto es poder entregarle a la industria ortopédica colombiana y mundial un cemento quirúrgico con las más altas características mecánicas disponibles, a través de la reducción de sus poros por medio de la automatización del mezclado a vacío para Polimetilmetacrilato (cemento quirúrgico).

### **3. Formulación de Problema**

¿El mezclado a vacío de Polimetilmetacrilato (PMMA) por medio de un sistema digital, reduciría el volumen de poros en el sistema, reducirá los tiempos de mezclado quirúrgico y puede ser una tecnología reproducible en el territorio colombiano?

### **4. Descripción del Problema**

El cemento óseo fue descubierto en 1902 por el químico Otto Röhm. como “plexiglás”, un material endurecido similar al cristal, en 1936 la compañía Kulzer (1936; patente drp 737058) descubrió que se podía componer una pasta mezclando Polimetilmetacrilato (PMMA) en polvo y un monómero líquido, que endureciera cuando se añade Peróxido de Benzoilo (BPO) y siempre cuando se calentara a (100°C) en un molde de piedra. El primer uso clínico de esta mezcla de PMMA fue introducido para cerrar defectos craneales en monos en 1938. Ha sido utilizado para múltiples propósitos desde entonces; Con la evolución de la tecnología se ha intentado estudiar sus características físico-químico-mecánicas, y optimizarlas para un mejor rendimiento quirúrgico.

La controversia del mezclado a vacío (tercera generación) descrito en (1985-1990). (Klein RW, Scott CP, & Higham PA., 2004) ha abierto un sin número de estudios sobre cómo y en qué condiciones se debería mezclar el Polimetilmetacrilato, dando como resultados estudios sobre mezclas centrifugadas (Dennis C. Smith, (2005) 1 – 10) y mezcla a vacío (Pérez, 2012), (Lewis, G, 2011), (Lelovics, H & Liptakova, T, 2010), (Lewis, G, Xu, J., Dunne, N., & Daly, C., 2007).

En el territorio nacional colombiano, el reemplazo total de cadera es una de las cirugías ortopédicas con mayor demanda, en Colombia datos aproximados sugieren que se realizan entre

10.000 (El Espectador, 2014)] y el 50% de todos los implantes ortopédicos utilizan cemento óseo para lograr la fijación del implante (Katti, K.S., Verma, D., & Katti, D.R., 2008) y han sido usados por los médicos ortopedistas desde hace más de 60 años (J. C. J. , Webb, R. , & F. Spencer, 2012)

En Colombia el Polimetilmetacrilato se mezcla, en casi un 95% de manera manual (mezclado manual o de segunda generación ), las grandes ventajas, en cuanto a las características físico-químicas, descritas en los estudios sobre el mezclado a vacío son: disminución de los poros; aumento de la fuerza de compresión, flexión y tensión; virtualmente sin grietas, y alto nivel de deformación plástica (Fatima Ziuica, Mirosław Bábica, & Nenad Grujovica, 2012); han demostrado en la teoría ser relevantes en el éxito de los resultados a mediano y largo plazo en la cirugía de remplazos total de cadera, pero esta tecnología aun no es reproducible en Colombia.

## **5. Objetivo general**

Diseñar y fabricar un prototipo de equipo Biomédico que permita automatizar el mezclado de cemento quirúrgico PMMA a la vez que controla y genera vacío, para entregar una mezcla más homogénea.

### **5.1 Objetivos específicos**

Diseñar hardware por medio de la tecnología de manufactura de adición o impresión 3D usando el software Solidworks y Fusión 360.

Diseñar software por medio de la plataforma de Arduino que permita la automatización de una máquina de cemento quirúrgico y el control de vacío en la mezcla.

Diseñar un vaso hermético que garantice el vacío constante y esterilidad de la mezcla de PMMA.

Ensamblar tarjeta de control de software a hardware impreso en PLA biodegradable en 3D,

Medir la cantidad, distribución y tamaño de poros en cada una de las muestras; mezclado a cielo abierto C.A y mezclado a vacío bajo prototipo VAC para evaluar la distribución de poros dependiendo del método de mezclado.

## **5.2 Objetivos secundarios**

Diseño de prototipo en sistema CAD usando la herramienta de modelado Solidworks y Fusión 360.

Analizar la cantidad de poros por medio de código en el software Matlab.

## **6. Justificación**

La herramienta de fijación más común en cirugía de reemplazo articular a modo de cemento óseo es el Polimetilmetacrilato, en la actualidad existe una gran cantidad de presentaciones comerciales de cementos acrílicos, que hacen compleja la elección del cemento más apropiado, cada uno de los cuales contiene en su presentación diferente composición y comportamiento químico-físico.

Las propiedades del cemento es el resultado de múltiples variables que depende del método del mezclado y las propiedades intrínsecas del mismo, que pueden variar incluso de la experiencia de quien lo mezcla (Fatima Ziuica, Miroslau Bábica, & Nenad Grujovica, 2012)

(Shiro Hirose , Hiromi Otsuka, & Takkan Morishima Ke, 2012) (Jeff P, Davies, Daniel O. , & James A. Greer, 1987)

En la actualidad, los cementos óseos se utilizan para la fijación de las artroplastias con el objetivo de rellenar el espacio libre existente entre la prótesis y el hueso receptor, el éxito depende de la técnica quirúrgica, el diseño del implante y las propiedades del cemento (J. C. J. , Webb, R. , & F. Spencer, 2012) (Simesen de Bielke H , GonzálezvDella Valle A., & Salva, 2011). Con lo que podemos decir que el cemento es un elemento elástico que convive entre dos fases rígidas (hueso y prótesis) (Lee AJC. , 2010).

El estudio de las características físico - mecánicas del Polimetilmetacrilato han sido desde sus inicios (Dennis C. Smith, (2005) 1 – 10) objeto de múltiples estudios (Lee A J C , , Ling RSM, , & Vangala SS. , 1978) (Lee AJC , , Gheduzzi S , , & Renfro R, 2002), poder predecir y potencializar sus características son uno de los mayores problemas y retos que presentan la cirugía de reemplazo total de cadera (RTC).

La falla de este procedimiento quirúrgico se debe en gran medida al aflojamiento de sus componentes, en gran porcentaje del vástago femoral (Müller, Heger, I., & Oldenburg, M., 1997) (Buckley, P.J., Orr, J.F, & Breusch, S., 2003); este fracaso biomecánico está claro en función de varias variables, como la inadecuada preparación de la superficie ósea, el mal alineamiento de los componente, la propia técnica de cementación, el diseño del implante, la temperatura interna, viscosidad del PMMA y relación química monómero/polímero a temperatura ambiente, a su vez del sistema de cementación implementado (manual, centrifugado o vacío) (Burke dw, Gates ei , & Harris wh, 1984) (Lidgren l, Bodelind b , , & Moller j., 1987) (Lee., 2004).

Los estudios han demostrado que una de las principales razones de fallo del cemento está relacionadas con la fatiga y la propagación de grietas en los puntos porosos del sistema debido a

las tensiones cíclicas producto de la marcha (Müller, Heger, I., & Oldenburg, M., 1997) (Ries, M.D, Young, E., & Goldstei, 2006).

La fatiga del material se produce al someterlo a cargas repetitivas generando grietas microscópicas que se forman en la superficie y alcanzan un mayor diámetro cuando la carga está por encima de la deformación plástica del PMMA alrededor de 10pm/ciclo (Evans, S.L., 2006), seguido de esto el material se fractura. Las grietas inician a partir de poros, (reducción volumétrica del acrílico en la polimerización y burbujas de aire en la matriz del mismo cuando se mezcla manualmente técnica actual en Colombia) la resistencia a la fractura del PMMA está claramente estudiada en función de su porosidad, demostrando teóricamente que la reducción de la porosidad aumenta significativamente las características físico-mecánicas del PMMA a mediano y largo plazo (Evans, S.L., 2006) (Müller, Heger, I., & Oldenburg, M., 1997) (Ries, M.D, Young, E., & Goldstei, 2006) (Hoey, D. & Taylor, D., 2008).

El Cemento de mezclado manual representa un grado de porosidad alto 16,8% y tamaño de poro ( $1,33 \pm 0,34$  mm) y 1414 poros/mm<sup>2</sup>, frente a un 5.1% en mezclado a vacío, tamaño de poro ( $0,31 \pm 0,58$  mm) y 114 poros/mm<sup>2</sup>; estos poros actúan como elevadores de la tensión y son los puntos donde se inician las grietas, aumentando la probabilidad de la rotura por fatiga temprana (Fatima Ziuica, Mirosław Bábica, & Nenad Grujovica, 2012).

La porosidad en el cemento ha demostrado la modificación de módulo de Young, la resistencia a la compresión, tensión y flexión (Shiro Hirose , Hiromi Otsuka, & Takkan Morishima Ke, 2012), aunque hay otros autores que afirman que la fracción total de área de poros es similar con las dos técnicas de cementación (mezclado a mano 6%; mezclado a vacío 5,7%; prueba t pareada,  $p = 0,187$ ) concluyendo que la reducción de la porosidad con mezcla de vacío no afecta a la porosidad de la capa, pero la distribución de la porosidad si puede ser

afectada por la técnica de la mezcla utilizada (K. J. Messick, M. A. Miller, & L. A. Damron, 2007).

A pesar de todos los pro y contra, riesgos teóricos, y controversias académicas que pueda generar este tipo de mezcla, no se han dado grandes contratiempos clínicos en el pasado (Charnley J. , 1960) (Charnley J, 1961) (Spence WT, 1954) (Blaine G & Oliver LC, 1952) (Woringer E & Schneider J, 1951) y son más las investigaciones sobre el tema y su uso mundial, esto ha hecho que en la actualidad, la mayoría de cirujanos de Europa y EE.UU. prefieran cementar los componentes protésicos con técnica a cielo abierto cuando así lo amerita el caso.

Actualmente en el mundo empresas como Zimmer, Debramedix, Stryker están innovando y entregando soluciones a los médicos, realizando productos como el mezclador de cemento a vacío Zimmer 3-Dose (figura 1), quien por medio de un mezclado manual y vacío propio de la sala permite una mezcla rápida y homogénea del cemento, con el inconveniente que no se pueden observar los parámetros críticos que influyen en un cemento de calidad, como los son temperatura externa (la sala), temperatura interna (polímero), humedad relativa, tiempo de fraguado.

Los cementos con sistema de succión para generar a vacío comercialmente en sur américa son los siguientes:





*Figura 1 Medical Expo (2017), Mezclador de cemento a vacío Zimmer 3-Dose, Recuperado de <http://www.medicaexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html>*



*Figura 2 Sinergie Ingenierie (20017) , Sinimyx , Recuperado de [http://www.cirugiadepie.es/descargas/mezclado\\_vacio.pdf](http://www.cirugiadepie.es/descargas/mezclado_vacio.pdf)*



*Figura 3 Medical Expo (2017), Mezclador de cemento óseo ACM, grupo Stryker,  
Recuperado de <http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html>*

Teniendo en cuenta lo expuesto, se diseñó un prototipo digital de mezclado a vacío, controlado por el sistema ARDUINO UNO, que permitió disminuir el tamaño del poro dentro del biomaterial (cemento acrílico) con la potencialización de su rendimiento clínico, posteriormente con la creación de un algoritmo en la plataforma MATLAB se puede evidenciar la disminución de poroso en la muestra, así como su cantidad y área.

Nuestro trabajo fue basado en la evidencia científica que proporciona la disminución de poros desde la teoría de mecánica de materiales y los trabajos ya expuestos en la última década sobre el tema, como lo fue la investigación de Fatima Ziuica y colaboradores, sobre el porcentaje de porosidad en mezcla a cielo abierto y a vacío (figura 4), la investigación de A. A. Jafri que demuestra reducciones significativas de porosidad en el cemento cuando el vástago femoral es precalentado a más de 30°C (figura 5).

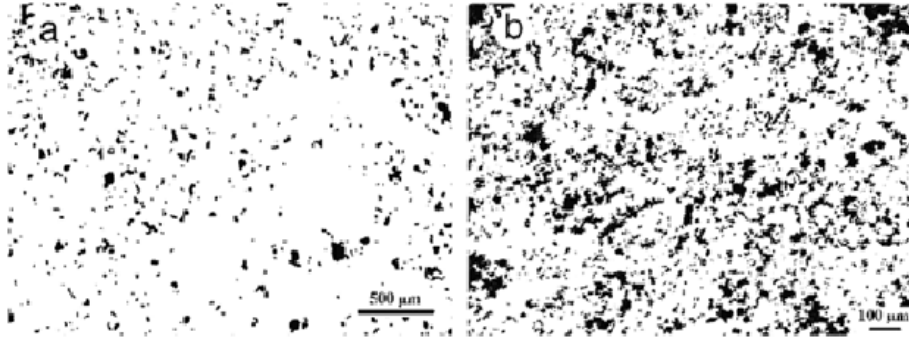


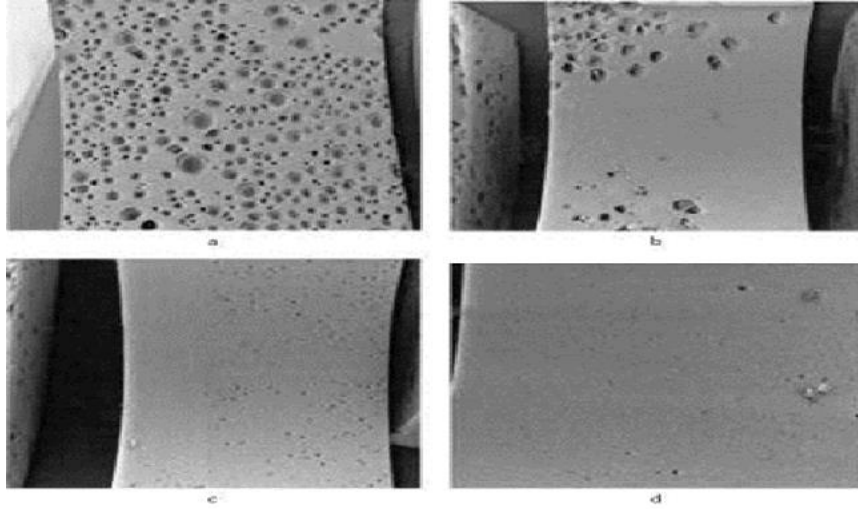
Figura 4 Densidad de vacío (a) mezcla de cemento a vacío (b) mezcla manual bajo techo abierto (Fatima Ziuica, Miroslau Bálica, & Nenad Grujovica, 2012)

Tabla 1 Influencia de la porosidad en la resistencia a la fatiga

Cements*		Porosity (per cent) mean (s.d.)			Cycles to failure mean (s.d.)			
LVC		5.06 (0.52)			2,575 (1,375)			
Simplex P	S	9.39 (1.53)	S		15,147 (24,690)	S		
Palacos R	S	9.70 (1.83)	S		11,504 (6,387)	S		
CMW		11.99 (2.18)	S	S	7,043 (7,806)	S		NS
Zimmer regular		12.38 (2.51)	S		879 (493)	S		

\* listed in order of increasing porosity  
 S significant difference ( $p < 0.05$ )  
 NS no significant difference

La porosidad y la resistencia a la fatiga de los cementos óseos comunes, preparados con técnica de segunda generación de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. ( j. p. davies, M. jasty, & O. oconnor, 1989)



*Figura 5 Microfotografías de la interfaz implante-cemento) a) sin vacío, temperatura ambiente b) cemento mezclado al vacío, componente temperatura ambiente; c) sin vacío, componente climatizado 40°C y d) el cemento mezclado al vacío, componente climatizado 40°C.*

*(A. A. Jafri, S. M. Green,, & P. F. Partington,, 2004)*

## **7. Marco teórico**

### **7.1 Cemento óseo: Historia y desarrollo**

*“Polimetilmetacrilato sigue siendo uno de los materiales más perdurables de la cirugía ortopédica. Tiene un papel fundamental en el éxito de la sustitución total de la articulación y también se utiliza en las técnicas más recientes, como la vertebro plastia y la cifoplastia percutánea (J. C. J. , Webb, R. , & F. Spencer, 2012)”*.

Los polímeros de metacrilato fueron utilizados en gran auge inicialmente por los dentistas, para la fijación de coronas dentales desde la década de los 50. La investigación de polímeros de cerámica ya había iniciado en 1943 por químicos alemanes, la masa podía ser polimerizada a temperatura ambiente si una amina terciaria tal como dimetil-p-toluidina se añadía con el peróxido de Benzoilo (Inglaterra Patente nº 973 590 1943-., 1943), después de 1945 esta información se convirtió en general y disponible; se dedicaron considerables esfuerzos de investigación sobre el tema, D.C Smith y Sr Jhonn Charnley fueron unos de los precursores con sus trabajos independientes e investigaciones en laboratorios odontológicos, pero un sin número de investigadores ya estaban documentado y experimentando con el tema Spence (Spence WT, 1954), en la línea de craneoplastias y defectos óseos, Kiaer y Judet que ya habían experimentado quirúrgicamente con polímeros de cerámica, (Blaine G & Oliver LC, 1952), (Woringer E & Schneider J, 1951). En 1890 Gluck, reporto caderas y rodillas cementadas sin un amplio rango de eficacia, la resina de colofonia y piedra pómez, eran sus componentes. Kulzer and Company en Alemania, 1936, descubrió que al mezclarse metilmetacrilato en polvo, un monómero líquido y la adición de peróxido de Benzoilo , generaría una pasta dura y moldeable si esta se calentaba a

100°C en un recipiente de piedra (1936; patente drp 737058), años seguidos se descubrió por las compañías Degussa y Kulzer que la reacción exotérmica de los materiales podría generarse a temperatura ambiente, con la inclusión al sistema de una amina aromática terciaria (1943; patente drp 973 590).

Dennis C. Smith (Dennis C. Smith, (2005) 1 – 10) y Sr John Charnley fueron los pioneros en la investigación de biopolímeros para uso quirúrgico, en 1957 el segundo lo dio a conocer con su trabajo de artroplastia de baja fricción publicado en los años 60 (Charnley J. , 1960), intento fijar las prótesis femorales con Polimetilmetacrilato, trabajo que suscito mucha controversia por la poca documentación científica sobre el tema.

El desarrollo en la próxima década se enfocó en encontrar un biomaterial, que se pudiera esterilizar, de viscosidad compacta, baja toxicidad, fraguado cuantificable y resistencia a los líquidos, una vez dominadas estas variables el Polimetilmetacrilato se empezó a suministrar y a comercializar bajo la visión del gobierno estadounidense.

Estudios como los que llevo Hoff (Hoff EAW., 1952). Sobre las propiedades mecánicas y de temperatura en función de la composición del polímero, y la tesis doctoral del Dr. Smith Polimeracion y copolimeros (Smith DC. , 1957), fueron unas de las bases para la optimización físico - mecánica del Polimetilmetacrilato.

En la actualidad el PMMA se utiliza en múltiples cirugías, los neurocirujanos en el campo de los defectos craneanos como una estructura dura usada como hueso artificial, cuando el aloinjerto es muy costoso (Bot G M, Ismail N J, & Usman B, 2013). Su primer uso fue descrito por Zander en 1940 (Sanan A & Haines SJ, 1997) usadas ampliamente en la primera y segunda guerra mundial para las craneoplastias como un esfuerzo de subsanar las consecuencias de las complicaciones comunes asociadas con injertos óseos. Kahn y Kerr en 1943 utilizaron placas de

acrílico preformadas para defectos del cráneo (Robinson RG & Macalister AD., 1954). En 1948, Oliver y Blaine lo usaron en tres casos, con una sola etapa (Oliver LC & Blaine G, A new one-stage method of cranioplasty with acrylic plastic., 1948), Woringer presenta en 1951 craneoplastias con una sola etapa, tras presentar 15 casos (Woringer E, 1951) con grandes ventajas: fuerte, resistente al calor, inerte, bajo costo, facilidad de uso y desventajas como: infección, fractura, reacción exotérmica, quemadura, inflamación y falta de incorporación (Sham & Jung, 2014), la infección siendo una desventaja inminente se asoció a una tasa de infección del 23% durante los 8 años siguientes a la implantación del PMMA (Blum KS, Schneider S, & Rosenthal AD, 1997), Matsuno et al corroboraron estos datos y demostraron que el PMMA tiene una tasa de infección del 12.7% (Matsuno A & Tanaka H, 2006). También se ha reforzado su uso con mallas de tantalio para craneopatías de áreas más grandes (Galicich JH & Hovind KH, 1967). Aunque se comporta como sustancia bastante inerte, causando reacciones mínimas de tejido en el hombre, tiene la desventaja de no ser nunca integrado por el cuerpo. Sin embargo, su amplio uso se justifica por la dificultad de obtener hueso autógeno suficiente para la corrección de grandes defectos óseos, junto con los excelentes resultados estéticos, lo hacen ideal (Walter c & Pekbira r , 1965), (Trotot & Cor-beil, 1947) fue uno de los primeros en utilizar este material, refiriéndose a su gran evolución y siguiendo la línea de buenos resultados. A pesar de las ventajas, el metacrilato de metilo (MMA) tiene un alto riesgo de extrusión, la descomposición, infección, y el monómero residual de la polimerización en frío puede ser tóxicos (Blum KS, Schneider S, & Rosenthal AD, 1997) (Matsuno A & Tanaka H, 2006) (Chiarini L & Figurelli S, 2004) ( Fernando S & Rogelio D, 2010).

## 8. Marco conceptual

### 8.1 Composición

Todos los cementos de acrílico responden a una misma familia (ácido acrílico) con resistencia comparable al hueso.

La presentación del Polimetil-metacrilato se comercializa en dos componentes, un polvo (polímero de metacrilato) y un líquido (monómero de Metilmetacrilato), Degussa y Kulzer (1943; patente drp 973 590) descubrieron en 1943 que al añadirle un iniciador en forma de amina aromática terciaria (peróxido de Benzoilo  $[C_6H_5C(O)]_2O_2$ ), al monómero, podrían generar una reacción exotérmica que catalizara un co-iniciador, todo esto sin añadirle temperatura externa. (1936; patente drp 737058).

El iniciador y el activador reaccionan juntos para producir una reacción de iniciación creando radicales libres que causan la polimerización de las moléculas de monómero. Cuando dos moléculas de polímero se encuentran, se combinan para formar una molécula de reactivo (Paul F & Ashok R, 2006). Este proceso es exotérmico, con un máximo en la temperatura in vivo de  $40^{\circ}$  a  $47^{\circ}$  Celsius esta energía térmica se disipa en la sangre circulante (termólisis de convección), la prótesis y el tejido circundante (termólisis de conducción). Todo esto con el fin de cumplir la primera ley de la termodinámica, la ley cero que describe el equilibrio térmico entre un sistema X y un sistema Y (Kenneth W & Donald E, 2010).

La presentación de Metilmetacrilato es la más común, por presentar las mejores características físico mecánicas aunque también existen variaciones de este monómero (Metilmetacrilato, Etilmetacrilato, Metilmetacrilato, Butilmetacrilato, Estireno), para ser mezclados; estas modificaciones varían las propiedades mecánicas e hidrofobicidad (Ángulo de contacto)



del PMMA resultante, este es un principio importante cuando se habla de cementos impregnados de antibiótico y su liberación en el medio, esta combinación de monómeros condicionan la configuración física resultante en la porosidad y rugosidad del mismo. Los monómeros deben polimerizarse, y para esto deben tener una unión de doble enlace  $C=C$ ; la NN-dimetil-p-toluidina ( $CH_3C_6H_4N(CH_3)$ ) la N, N-dimetilalanina (DMA) o la N, N-dietilanilina (DEA) funcionan como iniciador en frío (amina aromática), para la generación de radicales libres que rompen los enlaces dobles del monómero que se adhieren a los polímeros del PMMA, en un efecto domino (Internet, 2011). El equilibrio entre radiopaco y radiolucido del cemento polimerizado ha sido fuente de investigación desde sus principios (Aatman M & Henry Jung, 2014), una pequeña cantidad de Sulfato Bario ( $BaSO_4$ ) se incorporó de forma rutinaria dentro de la placa, de manera que sería detectado por medios radiográficos, también se ensayó con Dióxido de Zirconio ( $ZrO_2$ ), estos componentes se integran al cemento pero no tiene intervención en la polimerización, del mismo modo experimentos clínicos demuestran los cambios osteolíticos del dióxido de zirconio frente sulfato de bario (Sabokbar & Fujikawa, 1997), esto es porque los iones del zirconio son más abrasivos que el sulfato de bario, acción que se puede observar en la fricción de este (fracturas) con los componentes (vástago o copa acetabularia) en el ciclo de la marcha. El MMA también puede contener inhibidores de la polimerización prematura interna (hidroquinona) que evita una polimerización prematura en las ampollas que lo contienen, y que puede tener lugar bajo determinadas condiciones de almacenamiento (luz, temperatura elevada, etc.). Los rayos gamma como método de esterilización disminuyen las propiedades mecánicas del cemento acrílico, efecto que no se observa con el óxido de etileno.

El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente, consta de las siguientes propiedades físicas: punto de fusión de  $-48\text{ }^{\circ}C$ , punto de ebullición de  $100.8$

°C, densidad de 0.945g/ml a 20 °C y calor de polimerización de 12.9 kcal/mol. Tiene presión elevada de vapor y es un solvente orgánico excelente (Guzmán A, 2014) [96].

La adición de agentes antimicrobianos en el Polimetilmetacrilato se llevó a cabo en 1969. Junto con Lodenkämper, Buchholz inició investigaciones en Polimetilmetacrilato (PMMA) de cemento óseo para determinar su idoneidad como un sistema de administración de fármacos (Buchholz HW, 1970) (Armstrong M & Spencer RF, 2002), porque la reacción de una infección en el sistema óseo genera una inflamación en el mismo, mineralizando la zona y reduciendo el flujo sanguíneo y con él la entrada activa del antibiótico sistemático (Mader J & Adams K, 1988).

La homogeneidad de la mezcla de polvo de polímero, antibióticos cristalinos y el tamaño de partícula del polvo antibiótico también juegan un papel en la elución (Dieter Kühn, 2006) [40] y las propiedades mecánicas (Pfefferle H, 2004).

*“También se ha intentado la adición de colorantes intraoperatorios como un intento de darle una ubicación espacial más precisa al cemento, en intervenciones como la revisión de remplazo total de cadera. La identificación de hueso y Polimetilmetacrilato se hace crucial para conservar el mayor volumen óseo posible (McNie CM & Barton DC, 2000)”.*

El componente más utilizado es la clorofila aunque también se ha investigado con el azul de metileno, esta técnica se introdujo en la década de 1980. Recientemente fue recomendada por Graves y Sands (Graves RM & Sands KC, 2007), azul de metileno con (Bargar WL & Martin RB, 1986) y sin antibiótico (Bargar WL & Heiple KG, Contrast bone cement, 1983).

Hay evidencia que la adición de azul de metileno al cemento óseo normal no reduce su resistencia a la fatiga (Davies JP & Harris WH, 1992) resistencia a la fractura (Lewis G, 1994) o resistencia a la tensión, compresión o fuerzas de flexión (Bargar WL & Heiple KG, Contrast

bone cement, 1983) la adición de azul (1% acuoso) de metileno a cementos con antibióticos fue evaluado por el Dr. O. Galasso, para uso en cirugías de revisión de remplazo primario protésico cadera.

La Composición General del PolimetilMetacrilato PMMA, independientemente del fabricante se basa en la siguiente tabla (Tabla 2):

*Tabla 2 Descripción de los componentes y su rol dentro del mismo.*

Constituent	Role
Powder components	
Polymer	Polymethylmethacrylate
Co-polymers (e.g. MA-MMA*)	Alter physical properties of the cement
Barium sulphate or zirconium dioxide	Radio-opacifiers
Antibiotics <sup>†</sup>	Antimicrobial prophylaxis
Dye (e.g. chlorophyll)	Distinguish cement from bone
Liquid components	
Monomer	Methylmethacrylate monomer
N,N-dimethyl-p-toluidine (DMPT)	Initiates cold curing of polymer
Benzoyl peroxide	Reacts with DMPT to catalyse polymerisation
Hydroquinone	Stabiliser preventing premature polymerisation
Dye (e.g. chlorophyll)	Distinguish cement from bone
* MA-MMA, methacrylate-methylmethacrylate	
† plain bone cements do not contain antibiotics	

*Tomada (O. Galasso & M. Mariconda, 2011)*

## 8.2 Polimerización exotérmica

Los polímeros se producen por la unión de cientos de miles de moléculas pequeñas denominadas monómeros (grupos funcionales) que forman enormes cadenas de las formas más diversas, (polímero). La palabra polímero procede del griego: poly (muchos) y meros-reducido a mer (parte), la producción de radicales libres, que después inducirán la polimerización, suele ser la etapa determinante de la iniciación. La iniciación, por lo general, puede considerarse que transcurre en dos etapas: la primera es la formación de algún radical libre y la segunda es la adición del radical libre a un monómero o pre polímero para formar una cadena radical.

*“A partir de aquí podrá continuar la propagación y el crecimiento de las cadenas mediante reacciones radicalarias. El procedimiento por el cual se forma un radical libre en la primera etapa de la iniciación variará según el tipo de iniciación que tenga lugar. Los radicales pueden ser producidos por métodos térmicos, químicos (redox) y fotoquímicos (Bamford, 2012)”.*

La polimerización de radicales es una reacción química exotérmica. Con el proceso de polimerización y el consecuente incremento de la viscosidad del cemento, la temperatura aumenta a razón de 52 KJ de energía exotérmica por cada mol de metacrilato de metilo (MMA) que equivale a la producción de calor de  $1,4$  a  $1,7 \times 10^8$  j / metro cubico de cemento.

La necrosis inducida por calor, es producida por la temperatura máxima que se alcanza por un corto período de tiempo durante el fraguado del cemento por variables como temperatura y relación monómero/polímero, este último ha demostrado aflojamiento aséptico de los componentes, que se interpreta como daño del tejido conectivo, resultado de las elevadas temperaturas locales del PMMA, sin embargo, los picos de temperatura si varían en pruebas in-vítreo e in-vivo pudiéndose alcanzar valores reales en grosores puros de 3mm (Meyer PR Jr & Moore BK, 1973) (Dunne NJ & Orr JF. , 2002), se afirma que la necrosis celular por calor es evidente con temperaturas por encima de sesenta y nueve grados Celsius ( $69^{\circ}\text{C}$ ) (Berman AT & Reid JS, 1984) aunque otros autores como Reckling y Dillon evidenciaron temperaturas mucho menores en un estudio de 20 RTC (Reckling FW & Dillon WL, 1977) aun así se ha observado desmineralización de colágeno desde temperaturas de  $47^{\circ}\text{C}$  (escalar mínimo critico) (Eriksson AR & Albrektsson T, 1983), pero otros autores niegan efectos adversos (Linder L, 1977), aunque también se estudiaron cementos que polimerizaran a menos temperatura (Furnes O & Lie SA, 1997), con el fin de evitar los efectos ya mencionados; estos cambios térmicos pueden ser decrecientes o crecientes en función de la composición del monómero, la relación polvo/liquido ,

la preparación del canal endomedular, y el contacto cemento/prótesis (disipación térmica de calor) que se ven reflejados en las características mecánicas del Polimetilmetacrilato (Sullivan SJ & Topoleski LD, 2007). Sin embargo y a pesar de la dificultad técnica que conlleva preparar un cemento quirúrgico de óptima calidad, los resultados clínicos y radiográficos a largo plazo (Tabla 3 ) de los implantes femorales cementados, mantienen vivo su uso, a pesar de los contratiempos teóricos.

*Tabla 3 Resultado a largo plazo del tallo cementado pulido de Charnley*

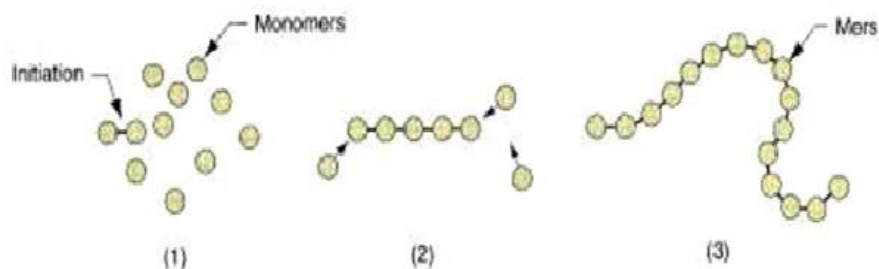
Autores	Número de caderas	Edad promedio al momento de cirugía (años)	Aflojamiento mecánico radiográfico (%)	Revistones por aflojamiento mecánico femoral (%)	Seguimiento (años)
Mc Coy et al <sup>[1]</sup>	40	60	7	5	15.3
Wroblewski et al <sup>[2]</sup>	320	43.3	13.7	2.5	22
Wroblewski et al <sup>[3]</sup>	1,368	41	ND	4.9	15
Berry et al <sup>[4]</sup>	2,000	63.5	ND	6	≥ 25
Older et al <sup>[5]</sup>	5,089	63	ND	8.4	15 a 20
Callaghan et al <sup>[6]</sup>	317	65	7.6	3.2	15
ND: no disponible					

*Simesen de Bielke H, , GonzálezvDella Valle A., & Salva, 2011*

### 8.3 Descomposición térmica del iniciador

Cuando se emplea un iniciador como fuente de radicales libres, normalmente, se utiliza una sustancia que sea estable en condiciones ambientales o refrigeradas y que posea una cierta velocidad de generación de radicales libres a una temperatura no excesivamente alta (aproximadamente < 150 °C).

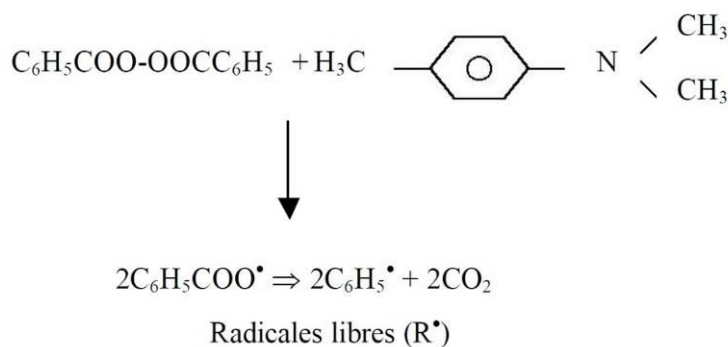
El MMA (LIQUIDO) se sintetiza por adición de un monómero insaturado a una cadena en crecimiento (Figura 6). En este tipo de polimerización no se generan productos secundarios.



*Figura 6 Formación de polímeros, a través de la adición de radicales libres a partir de monómeros insaturados, recuperado de [http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-](http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf)*

*MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf*

Cuando el líquido se añade al polvo, se produce una reacción de polimerización de adición en cadena, siendo las especies reactivas implicadas en el proceso, radicales libres. Cuando entran en contacto el promotor (N, N'- dimetil- p- toluidina) y el iniciador (peróxido de Benzoilo), se produce la formación de radicales libres por parte del iniciador (Figura 7):



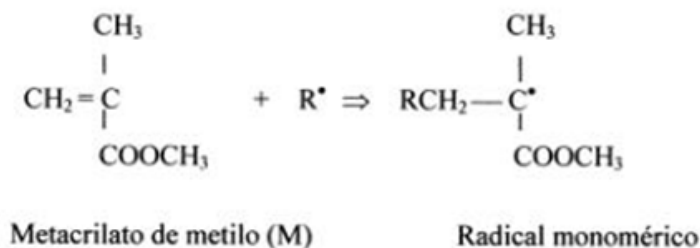
*Figura 7 Formación de radicales libres a partir de la unión del promotor (n,n - dimetil- p- toluidina) y el iniciador peróxido de benzoilo , Recuperado de*

*<http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/AP.T2.1-MPyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf>*

La etapa de crecimiento es muy rápida, el reactor contiene mayoritariamente iniciador. La concentración de iniciador y su velocidad de descomposición en función de la temperatura

controlan la velocidad global de la polimerización y afectan inversamente a la longitud promedio de la cadena.

Estos radicales libres reaccionan con el monómero metacrilato de metilo, adicionándose a su doble enlace para dar lugar a un radical monomérico (Iniciación) en crecimiento (Figura 8):



*Figura 8 Adición de radicales libres a los dobles enlaces de los monómeros de metilo,*

*Recuperado [http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/EXP.T2.1-](http://www6.uniovi.es/usr/fblanco/EXP.T2.1-PyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf)*

*PyC.Tema2.TecnicasPolimerizacion.pdf*

El radical monomérico a su vez reacciona con otro monómero para formar un radical dimérico (figura 9).



*Figura 9 Producción de radicales dimericos a partir de radicales monomericos,*

*Recuperado de <http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf>*

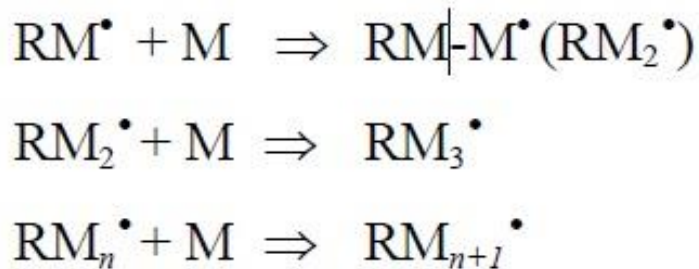


Figura 10 La propagación continuará hasta producir largas cadenas macromoleculares, como queda representado en el siguiente esquema, Recuperado de <http://www.gp.santafe-conicet.gov.ar/cursos/b/b.13.pdf>

El proceso termina mediante la combinación de dos radicales libres mediante procesos de recombinación o desproporción, como se indica en la figura 11.

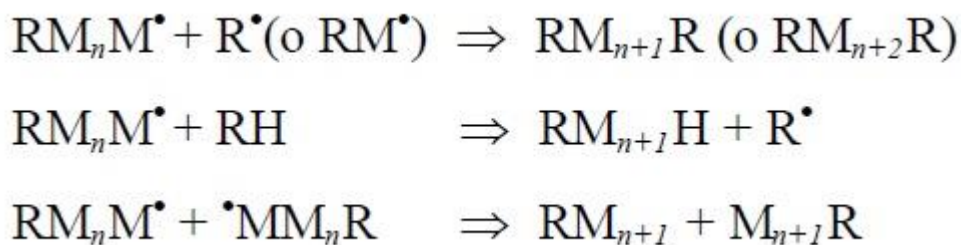


Figura 11 Final de la polimerización, Recuperado de <http://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6686/09Txrj9de14.pdf?sequence=9>

#### 8.4 Descomposición química del iniciador (iniciador redox)

Existen muchas reacciones de oxidación-reducción que producen radicales libres que pueden ser utilizados como iniciadores de polimerización. Este tipo de iniciación suele llamarse iniciación redox o iniciación por descomposición química del iniciador. Generalmente, en estos procesos intervienen dos especies químicas, el iniciador, que es la fuente de radicales libre, y el



promotor o activador. El iniciador actúa como oxidante y, por tanto, se reduce durante el proceso reactivo. El promotor actúa de reductor y, por tanto, se oxida durante el proceso redox, reduciendo el iniciador con la formación de radicales libres. Una primera ventaja de este tipo de iniciación es que la producción de radicales libres ocurre a una velocidad razonable y en un ancho rango de temperaturas, dependiendo del sistema redox. En algunos casos, la iniciación puede tener lugar a temperaturas moderadas de 0°C a 50 °C e incluso más bajas. Esto permite trabajar en un rango de temperaturas de polimerización que no era posible con la descomposición térmica del iniciador. Muchas de estas reacciones redox incluyen simultáneamente compuestos orgánicos e inorgánicos. En algunos de estos sistemas redox tiene lugar la transferencia directa de electrones entre reductor y oxidante. En otros casos, tiene lugar la formación de un complejo oxidante-reductor.

Existen múltiples sistemas de iniciación redox, como son:

- En algunos sistemas de iniciación redox el monómero actúa como uno de los componentes del sistema redox, por ejemplo el metacrilato de metilo con N, N - dimetil- p-toluidina.
- El sistema más típico de iniciación redox es la combinación de un peróxido orgánico con un agente reductor.

En el mecanismo de reacción entre peróxido de Benzoilo (BP) y el N, N - dimetil- p-toluidina (DMA), parece claro que (BP) y (DMA) siguen un proceso biomolecular de reacción, dando lugar a la formación de radicales libres. Si bien la producción de radicales libres en este sistema redox es bastante compleja, parece aceptado que la etapa que controla la velocidad del proceso es el desplazamiento nucleófilo en el enlace peróxido por el nitrógeno de la DMA, dando lugar a un complejo derivado de la hidroxilamina cuaternaria (Imoto & Choe, 1955). La

cinética de las polimerizaciones iniciadas por reacción redox, por regla general, siguen el mismo comportamiento que las polimerizaciones iniciadas por descomposición térmica del iniciador en cuanto a las etapas de propagación y terminación. La única diferencia reside en la iniciación. Normalmente, la iniciación se admite que sigue una reacción biomolecular entre el iniciador y el promotor, lo cual permite expresar la velocidad de iniciación  $v_i$  y la velocidad de polimerización  $v_p$  como (caso particular para el sistema BP-DMA, válido para la mayoría de iniciadores redox como el sistema BP-DMPT).

En las polimerizaciones iniciadas por reacciones redox, se forman la mitad de radicales que las iniciadas por hemólisis térmica del iniciador (por ello, la expresión de la velocidad de iniciación  $v_i$  no lleva el factor 2, que sí llevaba la iniciación térmica, lo cual influye necesariamente en el inicio de la reacción y en la posterior polimerización).

Existen consideraciones adicionales en relación con las polimerizaciones iniciadas por sistemas tipo BP-DMA que parecen de aceptación general dichas consideraciones, normalmente, tienen validez para otros sistemas de iniciación redox también para BP-DMPA

- Cuanta más cantidad de BP exista en el medio, mayor velocidad de iniciación y polimerización.
- Cuanta más cantidad de DMA exista en el medio, mayor velocidad de iniciación y polimerización.
- Cuanta más temperatura, mayor velocidad de iniciación y polimerización y mayor constante de descomposición del peróxido. La temperatura puede afectar al mecanismo de iniciación.

- La eficiencia  $F$  del BP no varía, prácticamente, con la cantidad de DMA, a menos que las cantidades del uno o del otro puedan ser muy grandes y existan reacciones colaterales donde no se formen radicales libres.
- Los solventes y especies existentes en el medio de reacción pueden afectar a la velocidad de descomposición del BP en DMA. y sus características (Gentamicina, azul de metileno, polvo de los guantes, agua, sangre, etc.)
- El DMA y el BP sólo afectan a la etapa de iniciación y en ningún caso a la propagación y terminación de la polimerización.
- Los fenómenos de difusión y el agotamiento del BP o de la DMA pueden ser causa de que las polimerizaciones no sean completas.

## 8.5 Viscosidad del Pmma

Una vez mezclado el polímero y el monómero se determina la viscosidad por medio de la liberación de radicales libres, la velocidad de polimerizar los monómeros, las proporciones del iniciador, el tipo de iniciador usado, el peso molecular y el tipo de esterilización (Kühn K-D, 2000) le dan al cemento acrílico un aspecto viscoso definido, pero fundamentalmente depende es de la temperatura, tanto de la mezcla como del ambiente en el que se prepara. La viscosidad dinámica del PMMA ( $\eta$ ) esta denotado por la fuerza de corte ( $f$ ) /sobre la velocidad de cizallamiento ( $s$ ); ( $\eta=f/s$ ). Esta viscosidad aumenta pasando de un fluido con propiedades viscosas a un sólido con propiedades elásticas transformándose en un biomaterial visco elásticos, propiedad viscosa de disipar la energía y propiedad elástica de almacenar la energía. Transcurrido el tiempo el material es más difícil de cortar (paso de monómero a polímero) .

Las propiedades visco elásticas del cemento óseo son la fluencia: deformidad de un material bajo carga constante y su relajación “inversa” de la tensión; es así que la fluencia es dependiente del tiempo y temperatura (Linder L, 1977).

Se distinguen cuatro fases en la preparación del cemento óseo, con una duración que varía para cada preparado comercial:

a.Fase de mezclado: inicio de la polimerización, cemento líquido (baja viscosidad) y fácilmente removible.

b.Fase de reposo: propagación de las cadenas de polimerización, cemento menos líquido y menos removible.

c.Fase de trabajo: fácil manipulado, viscosidad mayor y generación de calor.

d.Fase de endurecimiento: formación de cadenas finalizada, no manipulable, cemento endurecido y muy caliente.

*ALTA VISCOSIDAD > 7.5 % de MA, BAJA VISCOSIDAD < 5% DE MA (MA=METACRILATO)* (Lars F, 2013), la curva de los cementos de baja viscosidad en función del tiempo es exponencial, mientras que los cementos de alta viscosidad presentan un comportamiento más lineal en el tiempo.

La polimerización del Polimetilmetacrilato es una función exponencial termo dependiente, es así que por cada 1°C (aproximadamente) que aumente la temperatura externa se disminuye en 30 segundos el tiempo de fraguado y manipulado , por lo tanto, el cemento óseo durante la fase de polimerización se comporta como un fluido no newtoniano , pues su viscosidad varía con la temperatura y la presión, actuando como un fluido pseudoplástico: su viscosidad aparente

decrece cuando aumenta el gradiente de velocidad de deformación (Dunne NJ & Orr JF, 1998) a medida que la velocidad de cizallamiento se incrementa.

## 8.6 Requisitos de la norma iso 5833:2002 para cementos óseos

En la actualidad existen normas internacionales para la creación de biomateriales, La Organización Internacional para la Normalización de documentos (ISO) 5833:2002 (ISO, 2015) especifica los requisitos para el líquido (apariencia, estabilidad y precisión del contenido de la ampolla), para el polvo (apariencia y la precisión de los contenidos) y para la masa (endurecimiento características y la intrusión): concluye que sea cual sea la composición del cemento (agentes inhibidores, antibióticos, agentes radio opacos) debe tener como mínimo una resistencia a la compresión de  $70\text{Mpa}$ , fuerzas de flexión mínima de  $1800\text{ Mpa}$  y fuerza de doblado mínimo de  $50\text{Mpa}$ . La Tabla 4 se ilustra los requerimientos mínimos de resistencia (Mpa) para cementos quirúrgicos comerciales.

*Tabla 4 Características mecánicas promedio del PMMA*

<i>TIPO DE PRUEBA</i>	<i>PRESIÓN/Mpa</i>
RESISTENCIA A LA TRACCION	$35.3\text{ Mpa}$
RESISTENCIA A LA COMPRESION	$93.0\text{ Mpa}$
RESISTENCIA AL CORTE	$42.2\text{ Mpa}$
RESISTENCIA A LA FLEXION	$64.2\text{ Mpa}$
MODULO DE FLEXION	$2552\text{ Mpa}$

*Lewis G, 1997), (Saha S & Pal S, 1984*

Un estudio de las tres marcas de cemento más vendidas Simplex P, Palacos R, CMWI (Tabla 5) muestra los siguientes datos (J. C. J. , Webb, R. , & F. Spencer, 2012) no muy lejanos a las condiciones mínimas de resistencias propuestas por la ISO (Tabla 4):

*Tabla 5 Promedio de cargas en Mpa para tres tipos de cementos comerciales*

<i>TIPO DE PRUEBA</i>	<i>PRESIÓN/Mpa</i>
RESISTENCIA A LA TRACCION	36 – 47 MPa
RESISTENCIA A LA COMPRESION	80 -94 MPa
RESISTENCIA A LA FLEXION ( prueba de 4 puntos)	67 – 72 MPa
RESISTENCIA A LA ROTURA (ASTM 0732) *	50 – 69 MPa
LA MEDIA DE RESISTENCIA A LA FRACTURA	1,52-2,02 (MPaVm)

*\*D732 ASTM, Sociedad Americana de Pruebas y Materiales protocolo estándar D732*

En el estudio se observa que el PMMA es 10 veces menos resistente que el hueso cortical y 100 veces más resistente que la superficie del vástago, muy rara vez se atribuye el fracaso mecánico a sus propiedades compresivas y de flexión, están más íntimamente relacionado con las fuerzas tensiles (35Mpa), al aflojamiento aséptico, y/o partículas de desgaste (cemento, metal, polietileno, partículas de agente radiopaco etc.) (Lewis G, 1997)

## **8.7 Toxicidad del monómero de metilo**

- El metacrilato de metilo puede afectar al inhalarlo.
- Es posible que el metacrilato de metilo cause daño al feto en desarrollo.
- El contacto puede irritar los ojos, la piel, la nariz y la garganta.
- Respirar metacrilato de metilo puede irritar los pulmones, y causar tos y/o falta de aire, a niveles mayores, la exposición puede causar acumulación de líquido en los pulmones (edema pulmonar) una emergencia médica, con una intensa falta de aire.
- La alta exposición pueda causar mareo, irritabilidad, dificultad de concentración y reducción de la memoria.

- El metacrilato de metilo puede causar alergia en la piel, si se desarrolla una alergia, la exposición posterior muy baja puede causar picazón y salpullido en la piel.
- Es posible que el metacrilato de metilo cause daño al sistema nervioso, como entumecimiento, hormigueo y/o debilidad de las manos y los pies.
- Es posible que el metacrilato de metilo cause daño al hígado y riñón.
- El metacrilato de metilo es una sustancia química inflamable y reactiva y presenta un peligro de incendio y explosión.
- El valor umbral de olor es de 0.049 ppm

## **8.8 Límites de exposición laboral**

**OSHA:** El PEL, límite legal de exposición admisible en el aire, es de 100 ppm, como promedio durante un turno laboral de 8 horas.

**NIOSH:** El límite de exposición recomendado en el aire es de 100 ppm, como promedio en un turno laboral de 10 horas.

**ACGIH:** El límite de exposición en el aire recomendado es de 50 ppm, como promedio en un turno laboral de 8 horas. El STEL (límite de exposición a corto plazo) es de 100 ppm, durante un límite de 15 min por día laboral.

Una exposición superior a 1000 ppm representa un peligro inmediato para la vida y la salud.

## **9. Metodología**

El diseño del prototipo se realizara en cuatro etapas, dentro de los límites del cronograma:

*Tabla 6 Etapas y objetivos*

ETAPA	OBJETIVO
Etapa 1	Diseño de hardware y selección de tecnología
Etapa 2	Diseño de prototipo en CAD / Diseño de código de programación
Etapa 3	Acople de software y Hardware
Etapa 4	Verificación de la reducción de poros en PMMA por medio de la observación y cuantificación de los poros en muestras de cemento a cielo abierto y mezclado a vacío ( prototipo), a través de código de programación en Matlab

*Fuente: Autor*

## **9.1 Etapa 1: Diseño de hardware y selección de tecnología**

### **9.1.1 Código de programación en lenguaje C**

Antes de empezar a programar en un lenguaje determinado hay que conocer una serie de conceptos básicos comunes a todos estos lenguajes.

Para empezar debemos definir que es un programa. Un programa puede entenderse como la forma de expresar la solución a un problema de manera que sea comprensible para el ordenador. En otras palabras, un programa es un conjunto ordenado de instrucciones que se dan a la computadora indicando el conjunto de operaciones o tareas que se desea llevar a cabo.

Una instrucción es un conjunto de símbolos que representa una orden de operación o tratamiento para el ordenador.

1- A la hora de crear un programa, hay que tener en cuenta los siguientes pasos:

a. Realizar un análisis del problema definiendo los requisitos a los que se deben dar solución



b. En este caso específico, el control de la calidad del cemento quirúrgico en función de las variables de temperatura, húmeda, vacío etc.

2- Diseñar y verificar el protocolo a seguir para solucionar el problema

3- Se codifica el algoritmo diseñado anteriormente en un lenguaje de programación

4- Se traduce el código fuente escrito a código máquina empleando compiladores, generándose de esta manera el programa ejecutable por el ordenador.

5- Se comprueba que el programa generado funciona correctamente. En caso de encontrar algún error, se depura el código (solución a los problemas)

6- Se realiza la documentación del programa realizado.

### **9.1.2 Características del lenguaje de programación**

El lenguaje de programación C es un lenguaje de alto nivel que se puede caracterizar por los siguientes puntos:

a. Su propósito es muy general pasando desde el desarrollo de sistemas operativos hasta programas científicos, programas de educación y juegos.

b. Posee una alta transportabilidad ya que los programas escritos en C pueden ser llevados de un tipo de ordenador a otro y funcionarán. Los cambios que hay que realizar son mínimos.

c. Los programas escritos en lenguaje C poseen menos líneas de código que otros lenguajes de programación de alto nivel.

d.El lenguaje C da órdenes a la máquina. Significa que indica secuencias de acciones con el fin de llegar a un objetivo.

e. Es un lenguaje estructurado ya que los programas escritos con él se pueden organizar en módulos.

f. Su principal desventaja es que un programa puede estar escrito con tal brevedad y concisión que se vuelven casi ilegibles. Esto es debido a su versatilidad.

g.El compilador C trata las letras mayúsculas y minúsculas como caracteres diferentes.

### 9.1.3 Elección de la placa integrada de Arduino

Existen muchas otras placas de diferentes fabricantes que, aunque incorporan diferentes modelos de microcontroladores, son comparables y ofrecen una funcionalidad más o menos similar a la de las placas Arduino. Todas ellas también vienen acompañadas de un entorno de desarrollo agradable y cómodo y de un lenguaje de programación sencillo y completo. No obstante, la plataforma Arduino (hardware + software) ofrece una serie de ventajas:

- **Arduino es libre y extensible:** esto quiere decir que cualquiera que desee ampliar y mejorar tanto el diseño hardware de las placas como el entorno de desarrollo software y el propio lenguaje de programación, puede hacerlo sin problemas.

- **Arduino tiene una gran comunidad:** muchas personas lo utilizan, enriquecen la documentación y comparten continuamente sus ideas.

- **Su entorno de programación es multiplataforma:** se puede instalar y ejecutar en sistemas Windows, Mac OS X y Linux. Esto no ocurre con el software de muchas otras placas.

- **Su entorno y el lenguaje de programación son simples y claros:** son muy fáciles de aprender y de utilizar, a la vez que flexibles y completos para que los usuarios avanzados puedan aprovechar y expresar todas las posibilidades del hardware. Además, están bien documentados, con ejemplos detallados y gran cantidad de proyectos publicados en diferentes formatos.

- **Las placas Arduino son baratas:** la placa Arduino estándar (llamada Arduino UNO) ya pre ensamblado y listo para funcionar cuesta alrededor de 60 mil pesos (moneda colombiana). Incluso, uno mismo se la podría construir (Arduino es hardware libre, recordemos) adquiriendo los componentes por separado, con lo que el precio total de la placa resultante sería incluso menor.

- **Las placas Arduino son reutilizables y versátiles:** reutilizables porque se puede aprovechar la misma placa para varios proyectos (ya que es muy fácil de desconectarla, reconectarla y reprogramarla), y versátiles porque las placas Arduino proveen varios tipos diferentes de entradas y salidas de datos, los cuales permiten capturar información de sensores y enviar señales a actuadores de múltiples “formas”.



*Figura 12 Tarjeta ARDUINO UNO, recuperado de*

*[https://www.google.com.co/search?q=arduino+uno+caracteristicas&espv=2&source=lnms&tbm=isch&sa=X&sqi=2&ved=0ahUKEwj46PnS\\_NHSAhVLxCYKHTfNAr8Q\\_AUIBigB&biw=1366&bih=613&dpr=1](https://www.google.com.co/search?q=arduino+uno+caracteristicas&espv=2&source=lnms&tbm=isch&sa=X&sqi=2&ved=0ahUKEwj46PnS_NHSAhVLxCYKHTfNAr8Q_AUIBigB&biw=1366&bih=613&dpr=1)*

Arduino es una placa con un microcontrolador de la marca Atmel y con toda la circuitería de soporte (Figura 12), que incluye, reguladores de tensión, un puerto USB (En los últimos modelos, aunque el original utilizaba un puerto serie) conectado a un módulo adaptador USB-Serie que permite programar el microcontrolador desde cualquier PC de manera cómoda y también hacer pruebas de comunicación con el propio chip.

Un Arduino dispone de 14 pines que pueden configurarse como entrada o salida y a los que puede conectarse cualquier dispositivo que sea capaz de transmitir o recibir señales digitales de 0 y 5 V. También dispone de entradas y salidas analógicas.

Mediante las entradas analógicas podemos obtener datos de sensores en forma de variaciones continuas de un voltaje. Las salidas analógicas suelen utilizarse para enviar señales de control en forma de señales PWM. Arduino UNO es la última versión de la placa, existen dos

variantes, la Arduino UNO convencional y la Arduino UNO SMD. La única diferencia entre ambas es el tipo de microcontrolador que montan.

La primera es un microcontrolador Atmega en formato DIP y la segunda dispone de un microcontrolador en formato SMD. Nosotros nos decantaremos por la primera porque nos permite programar el chip sobre la propia placa y después integrarlo en otros montajes.

#### **9.1.4 Lenguaje de programación en Arduino**

Para programar un Arduino, el lenguaje estándar es C++, aunque es posible programarlo en otros lenguajes. No es un C++ puro sino que es una adaptación que proviene de avr-libc que provee de una librería de C de alta calidad para usar con GCC en los microcontroladores AVR de Atmel y muchas funciones específicas para los MCU AVR de Atmel.

Avr-binutils, avr-gcc y avr-libc son las herramientas necesarias para programar los microcontroladores AVR de Atmel.

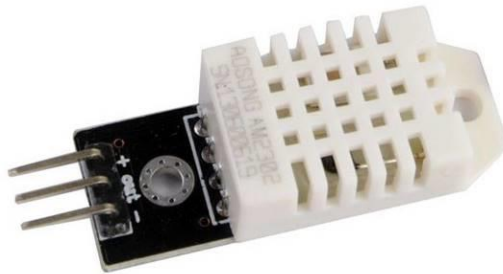
De las versiones de placas de Arduino que existe en el mercado, decidimos usar la placa Arduino uno versión 3, una placa con las siguientes características (Tabla 7):

*Tabla 7 Resumen de características de ARDUINO UNO*

Microcontrolador	Atmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7 – 12V
Voltaje de entrada (Límite)	6 – 20V
Pines para entrada- salida digital.	14 (6 pueden usarse como salida de PWM)
Pines de entrada analógica.	6
Corriente continua por pin IO	40 mA
Corriente continua en el pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	32 KB (0,5 KB ocupados por el bootloader)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

*Recuperado de Arduino curso básico de programación, óscar torrente artero*

### **9.1.5 Selección de tecnología**



*Figura 13 Sensor de temperatura y humedad AM2302, fuente: internet*

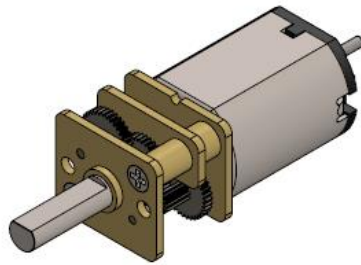
Se determina implementar el sensor de temperatura y humedad AM2302 (Figura 13) porque es un elemento idóneo para el sistema al tener las dos opciones en un mismo dispositivo, mide temperaturas límite de -40°C a 90°Celsius, y humedad relativa del 0-100% RH con una

precisión de  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ , y 2% respectivamente, en la variación de su voltaje que corresponde a  $10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$ , trabajando entre 3.3 -5.5V DC.



*Figura 14 Sensor de temperatura infrarrojo Mlx90614esf Gy-906 Fuente: Internet*

El sensor de temperatura infrarrojo Mlx90614esf Gy-906 (Figura 14) es usado por qué se debe medir la temperatura del cemento, pero sin que exista contacto alguno entre el cemento y el sensor, el sensor trabaja en rangos de temperatura de  $-40^{\circ}\text{C}$ - $125^{\circ}\text{C}$ , alimentado por 5V y una alta precisión de  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ . Además tiene una sensibilidad y precisión del 99% y un Field Of View (FOV) de 10cm, que es la distancia que usaremos para posicionar el sensor respecto al cemento.



*Figura 15 Micro Metal Gearmotors with carbon brushes (HPCB) Fuente: Internet*

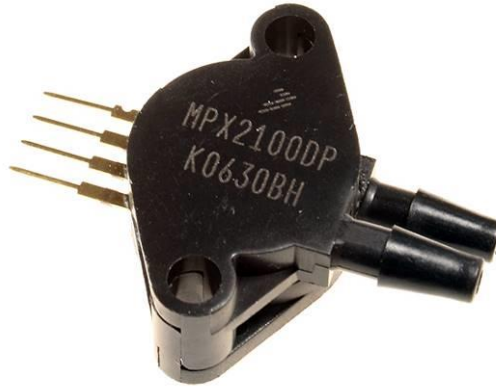
Modelo 25GA-300, color Plata en hierro, peso 2,47 oz (70 g). Voltaje: 12V DC/6DC RPM: 300 RPM / 150RPM Largo: Diámetro 68mm: 25mm Longitud del eje: 9.5mm Diámetro del eje: Par 4mm: 2kg/cm



*Figura 16 LCD 16x20 Fuente: Internet*

Pantalla LCD de 16 caracteres x 2 líneas (Figura 16), de fácil instalación y compatible con plataforma Arduino, Raspberry y cualquier Microcontrolador, compatible al 100% con cualquier Librería LCD de los compiladores del mercado. Referencia: LCD 1602, Controlador: HD44780, Tipo de pantalla: STN, Reflective, Azul Negativo, Voltaje de funcionamiento: 5VDC, Luz de fondo: Azul, Resolución: 16×2 (Caracteres x líneas), Área de visualización tamaño: 6.5 x 1.5 cm.





*Figura 17 Sensor de presión diferencial serie MPX200, Fuente: Internet*

El dispositivo de la serie MPX200 (Figura 17) es un sensor de presión piezo-resistivo de silicio que proporciona una salida de voltaje precisa y lineal - directamente proporcional a la presión aplicada. Tiene una sensibilidad del  $\pm 0.3 \text{ mV/KPa}$  y una linealidad de  $0.25 \% V_{fss}$ . Se usa este sensor ya que debemos medir la presión negativa del vaso, que genera el caucho de succión de la sala de cirugía.



*Figura 18 optocoplador serie 4N35, fuente: Internet*

El Optoacoplador 4N35 (Figura 18) es un circuito integrado muy básico compuesto generalmente por un diodo LED y un fototransistor unidos de tal forma que cuando una señal eléctrica circula a través del LED haciendo que brille, la luz que este emite es recibida por la

base del fototransistor, que empieza a actuar en modo saturación, es así que permite hacer un aislamiento entre dos etapas de un circuito, en este caso entre la parte de control de la potencia.



*Figura 19 Buzzer 1567HJ, para alarma sonora, Fuente: Internet*

Se usa una alarma sonora (Figura 19), para que el usuario pueda percibir cuando la mezcla de cemento esta lista, se usa esta serie porque es fácil de incorporar al circuito y por qué usa una entrada 1.5V, con una dimensiones de (25 x 15 x 15 mm) y orificios de sujeción lateral fue fácil incorporado en la impresión 3D del hardware, además de usar una frecuencia de 400 Hz

#### **9.1.6 Diseño de carcasa**

Para la selección del material de nuestra carcasa impresa en 3D se usa PLA biodegradable que puede soportar temperaturas máximas de 120 ° Celsius, estos material debe garantizar como objetivo principal un producto ergonómico, visualmente impactante, fácil de limpiar y almacenar.

### **9.1.7 Selección de los materiales para la construcción de la carcasa:**

El envase de mezclado puede soportar una temperatura  $T > 80^{\circ}\text{C}$  (el cemento calienta máximo a  $55^{\circ}\text{C}$ ) y el método de esterilización (peróxido de hidrogeno, óxido de etileno) no afecta sus propiedades físicas.

Las aspas se imprimen en 3D en material PLA porque el método de fabricación es más económico y sencillo teniendo en cuenta que está limitado a un solo uso, esta parte es desechable ya que cuando el biomaterial entra en contacto con ellas, este se deforma cambiando su geometría, además su punto de fusión está alrededor de  $85^{\circ}\text{C}$  ( $T > 80^{\circ}\text{C}$ ;  $0 \leq t \leq 15 \text{ min}$ ), 30% más que la temperatura de polimerización del biomaterial, siendo óptimo para el proyecto.

El recipiente donde se mezcló el polimetilmetacrilato inicialmente fue de polietileno entrecruzado que permitió manejar temperaturas superiores a los  $160^{\circ}\text{C}$  sin fusionarse ni deformar su geometría ni composición química, que es importante ya que se necesita que siempre mantengan su forma, para que las aspas tengan libre recorrido circular dentro de este. Finalmente se optó por un recipiente de material PLA biodegradable impreso en 3D, suministrado por la empresa Colombiana 3D medical innovation (3DMi), este nuevo diseño nos permitió un mayor control de la relación aspas-envase en momento de giro de las mismas. Las aspas del recipiente son de material desechable, ya que el polimetilmetacrilato cuando se fragua no se puede despegar de las aspas, además indirectamente estará en contacto con sangre y fluidos del paciente.

### **9.1.8 Programación en sistema Arduino uno**

En la programación por tarjeta de Arduino, controlamos el motor por medio de un switch (interruptor) para dar inicio al motor, por medio del sensor de temperatura DS18B20 censamos la

temperatura en la cámara donde se realizara la mezcla del polimetilmetacrilato, por medio de la temperatura damos mayor torque a nuestro motor, ya que cuando el polimetilmetacrilato se calienta genera mayor viscosidad y resistencia al giro de las aspas del motor, a temperatura ambiente 19°C-23°C ( temperatura de sala quirúrgica) el motor empieza a girar a la vez que enciende un led de color verde, cuando la temperatura sigue aumentando y se encuentra entre 23°C-43°C el motor aumenta su torque y se enciende un led de color amarillo, seguido de esto y con temperaturas entre 43°C-53°C el motor sigue aumentando su torque y enciende un led de color naranja, por encima de 53°C el motor se detiene, para avisar al usuario que el ciclo de mezclado ha terminado bajo una señal sonora por medio de un buzzer y un señal visual por medio de un led de color rojo , cuando estas dos últimas acciones se ejecutan el cemento está listo y en condiciones óptimas para ser usado en la jeringa de cemento. Durante todo el proceso de mezclado 19°C-53°C se mantiene una presión negativa en el vaso de mezclado controlado por medio de sensor de presión diferencial, el cual censa la diferencia de presiones que existe entre la cámara de vacío y el caucho de succión de la sala de con el fin de extraer el aire residual de la cámara de mezclado.

La tarjeta de control se diseña con una entrada de 12 voltios, bajo dos objetivos específicos uno aislar la parte de control de la de potencia, ya que la potencia genera algunas corrientes parasitas, para ello usamos el optoacople 4N35 de Arduino, también llamado optoaislador o aislador acoplado ópticamente es un dispositivo de emisión y recepción que funciona como un interruptor activado mediante la luz emitida por un diodo LED que satura un componente optoelectrónico, normalmente en forma de fototransistor o fototriac. De este modo se combinan en un solo dispositivo semiconductor, un foto emisor y un fotorreceptor cuya conexión entre ambos es óptica, es así que se usa por si la tensión de entrada varía, la cantidad de

luz también lo hará, lo que significa que la tensión de salida cambia de acuerdo con la tensión de entrada. De este modo el dispositivo puede acoplar una señal de entrada con el circuito de salida, aunque hay que tener en cuenta que las curvas tensión/luz del LED no son lineales, por lo que la señal puede distorsionarse, La ventaja fundamental del 4N35 en nuestro circuito es el aislamiento eléctrico entre los circuitos de entrada y salida. Mediante el 4N35, el único contacto entre ambos circuitos (de control y de potencia) es un haz de luz. Esto se traduce en una resistencia de aislamiento entre los dos circuitos del orden de miles de  $M\Omega$ . Este aislamiento es útil en aplicaciones de alta tensión en las que los potenciales de los dos circuitos pueden diferir en varios miles de voltios. Para el correcto funcionamiento de los interruptores se usó un filtro anti rebote para eliminar ruidos en las señales de entradas de los switch en el circuito electrónico. Por lo general los interruptores electrónicos generan señales muy ruidosas al ser activados, por lo que a veces se pueden generar detecciones incorrectas de la activación de los mismos. Los filtros anti rebote ayudan absorbiendo las transiciones rápidas de los interruptores y generando señales más confiables, el segundo objetivo es para regular la entrada de voltaje en el sistema ya que el motor y ventilador trabajan 12V y los Microcontroladores y sensores a 3.5V-5V



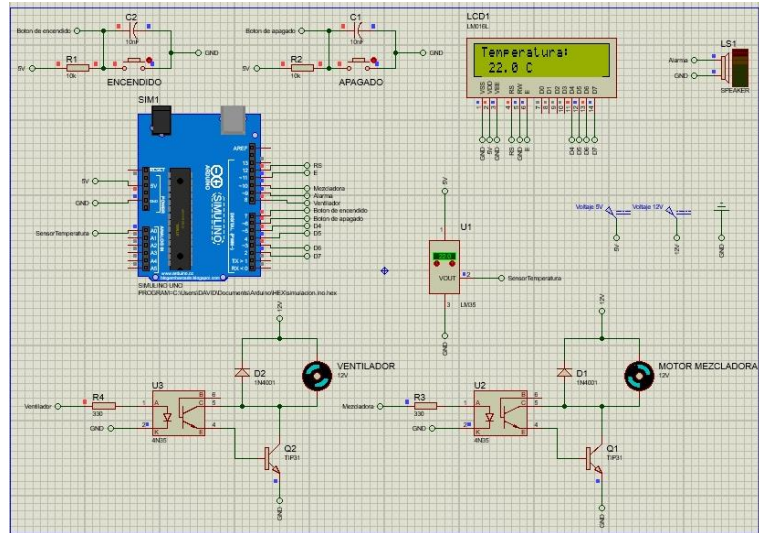


Figura 22 Simulación del código cuando la temperatura se encuentra a 22 grados Celsius  
(temperatura mínima de PMMA) software Proteus, Fuente: Autor

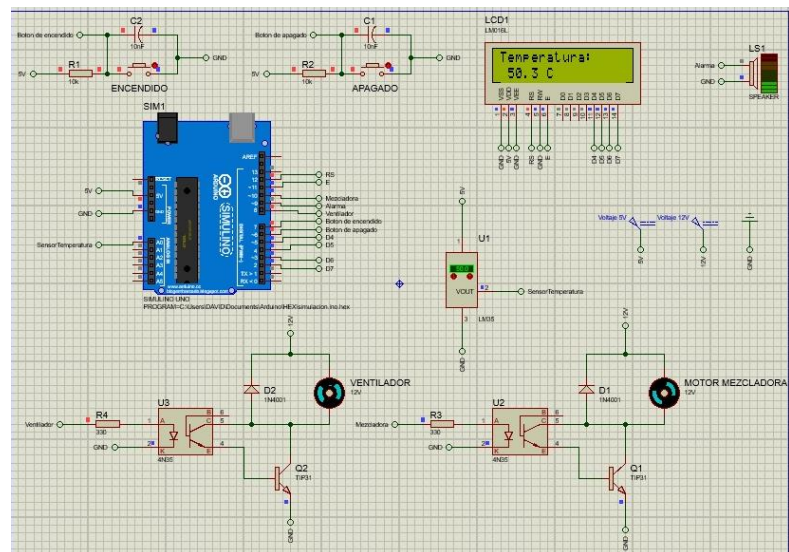
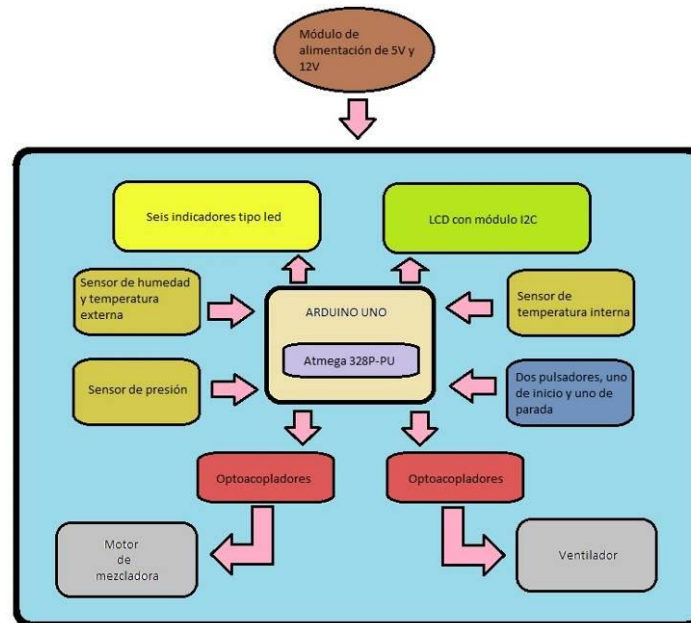


Figura 23 Simulación del código cuando la temperatura se encuentra a 50.3 grados Celsius (temperatura máxima de PMMA) Software Proteus, Fuente: Autor.

Se presenta diagrama de bloques cualitativo (Figura 24), para visualizar los componentes electrónicos y su flujo de trabajo dentro del sistema y diagrama de flujo para sentencias de programación (Figura 25). Para ver detalles del código de programación dirigirse al anexo A.



*Figura 24 Diagrama de bloques del prototipo automatizado Fuente: Autor*



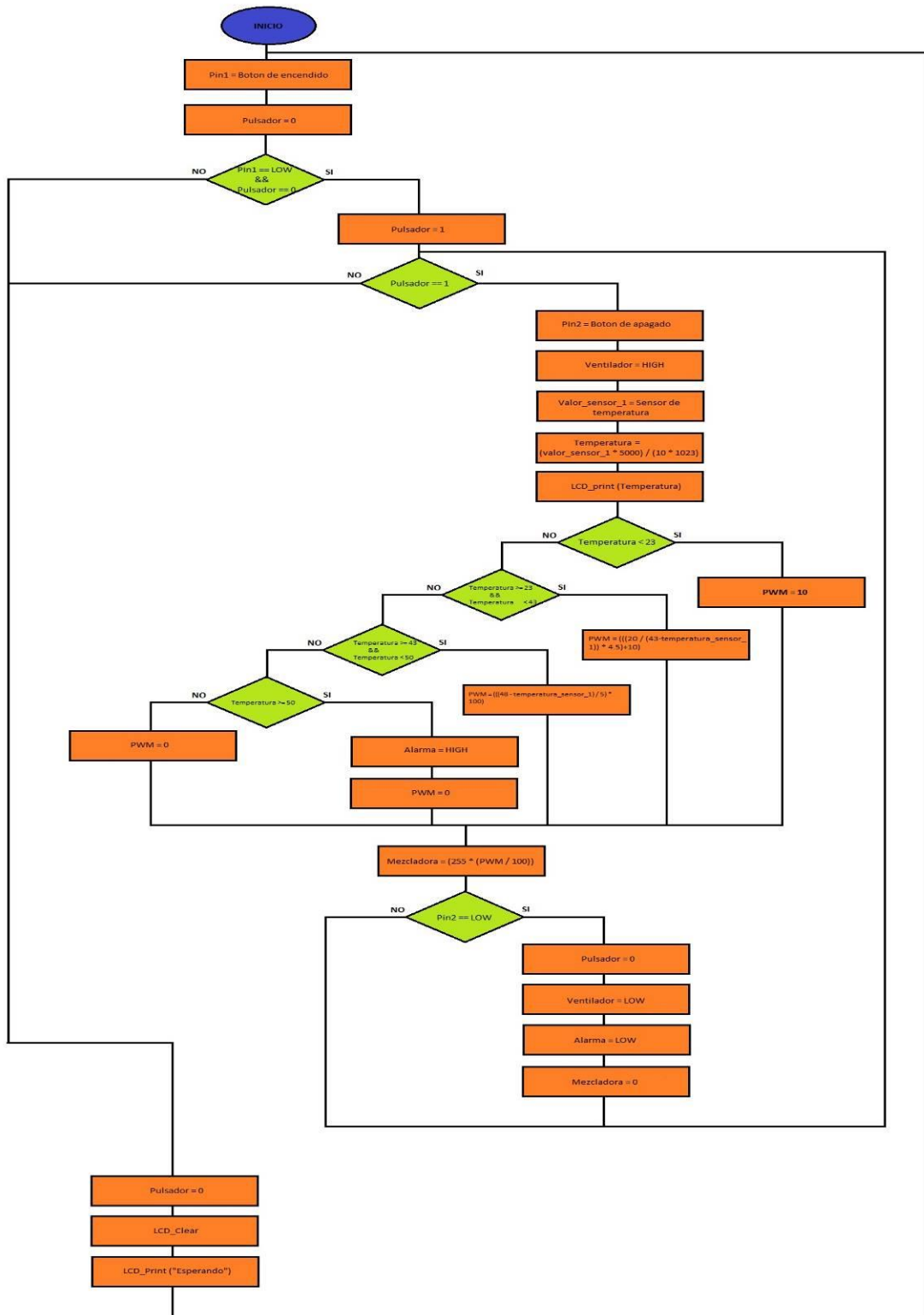


Figura 25 Diagrama de flujo del sistema operativo del prototipo, sentencias Fuente: Autor

En general, Arduino es la mejor opción posible en cuanto al desarrollar y objetivos del prototipo, ya que está diseñado y construido para que sea fácil utilizar y en él se pueden desarrollar proyectos multidisciplinarios. Su costo es accesible es de licencia libre y se encuentran en Internet muy fácilmente, sin duda esa es una de las ventajas de Arduino respecto a otras opciones. Brindan una mayor autonomía al programador y usuario de la placa, haciendo que Arduino tenga un entorno muy amigable y simple de trabajar.

También es una plataforma que cuenta con una infinidad de sensores y periféricos desarrollados y pensados para ser utilizados en Arduino, esto facilita mucho la integración de la placa con el mundo que lo rodea, como por ejemplo la posibilidad de acoplar tarjetas de control, optoacoples, filtros antirebotes, de esta manera desarrollar el prototipo sin incurrir en un alto costo y perder mucho tiempo en el diseño.

#### **9.1.10 Síntesis de la sección Etapa 1**

- Se puede acceder a toda parte del circuito y del código de las librerías, puede modificarlas y no necesita ninguna licencia para utilizarlo.
- Arduino cuenta con una infinidad de librerías que nos resuelven la vida, gran porcentaje del código más complejo que necesitamos como por ejemplo para establecer una comunicación serie o inicializar un sensor de temperatura ya están resueltos en librerías, solo tenemos que usarlas.
- Otra gran ventaja es que no se necesita ninguna tarjeta de programación como sucede en la mayoría de las placas de desarrollo.

- Al identificar únicamente los puertos de entrada seguido de la orden imperativa del algoritmo y una respuesta en la salida facilito enorme mente el tiempo de desarrollo del proyecto.
- Como se dijo inicialmente no es necesario la integración de todos los componentes electrónicos a una tarjeta.

### 9.1.11 Recurso Financiero

*Tabla 8 Recursos Financieros Fuente: Autor*

<b>DESCRIPCION DEL ARTICULO</b>	<b>VALOR UNITARIO ( MONEDA COLOMBIANA)</b>
<b>Tarjeta Arduino</b>	<b>45000</b>
<b>Transformado De 120Vac 5Vdc</b>	<b>35000</b>
<b>Componentes Electrónicos</b>	<b>300000</b>
<b>Cable De Poder</b>	<b>15000</b>
<b>Tornilleria</b>	<b>10000</b>
<b>Chasis Del Equipo</b>	<b>100000</b>
<b>Aspas En Acero Inoxidable</b>	<b>60000</b>
<b>Cemento Quirúrgico</b>	<b>160000</b>
<b>Motorreductor</b>	<b>55000</b>
<b>Vaso impreso en 3D</b>	<b>120000</b>
<b>Gastos Adicionales</b>	<b>150000</b>
<b>Total</b>	<b>1050000</b>

Fuente: Autor

## 9.2 Etapa 2: Diseño de modelo CAD/ Diseño de código de programación.

Se decide realizar el ensamblaje en el programa Solidworks estándar, ya que es una plataforma que nos permite la creación de las piezas CAD, con un cierto grado de libertad (casi intuitiva) , sus herramientas de software cubren el proceso de diseño y validación hasta la comunicación técnica e importación de datos.

Las herramientas de diseño inteligente minimizan las necesidades de formación y le permiten detallar rápidamente diseños sin cometer errores. Puede acotar automáticamente las operaciones de fabricación en 3D, modificarlas y evaluar su integridad con el árbol de ejecuciones.

### **9.2.1 Objetivo del modelo CAD**

En el transcurso de la creación de los modelos CAD el objetivo principal fue crear una pieza con las siguientes características:

1. Crear un prototipo ergonómico y visualmente impactante desde el diseño hasta los colores
2. Funcional en todos los escenarios posibles, recordando que algunas piezas de este están estériles y otras no.
3. Fácil de guardar y limpiar
4. Que tuviera un sistema operativo intuitivo y fácil de manejar por cualquier persona de la sala de cirugía.
5. Capaz de ser impreso en 3D,

### **9.2.2 Modelo CAD del prototipo**

En la búsqueda de estos objetivos se observó que las características eran fácilmente controladas si el prototipo modelado en un software CAD era impreso con tecnología de manufactura aditiva o impresión 3D.

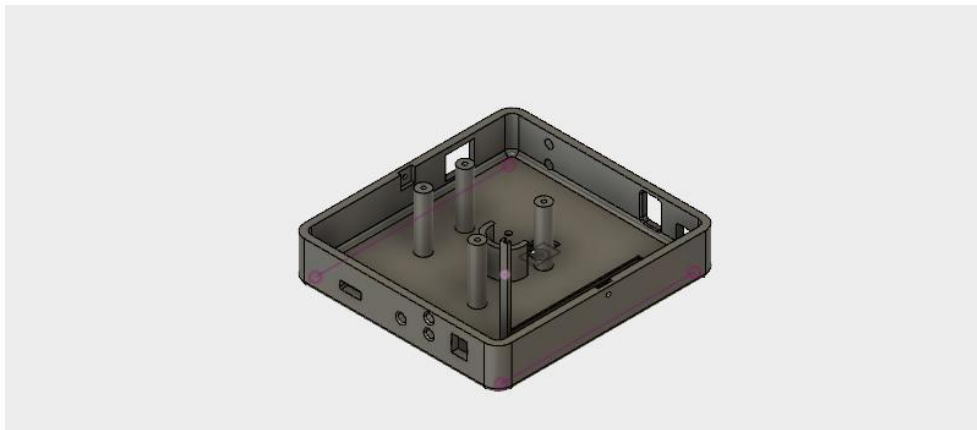
El modelado en CAD de desarrollo en 4 etapas:

1. Diseño de la base del prototipo, permitió la distribución óptima de los componentes electrónicos.

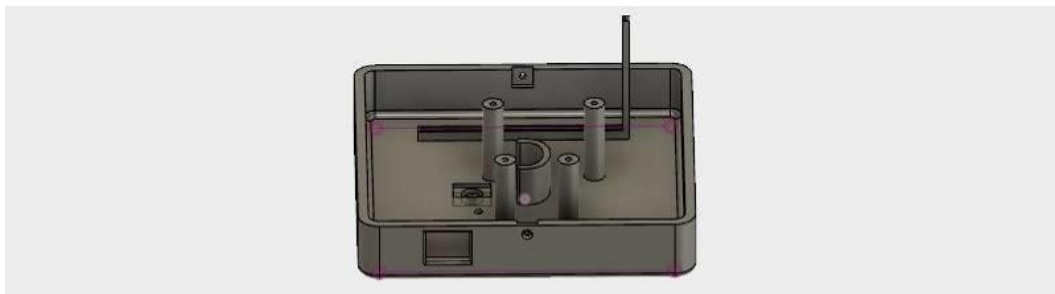
2. Diseño de la tapa o carcasa.
3. Diseño del vaso de mezclado
4. Simulación del ensamblaje de la tapa a la base, y de la base al vaso.

### 9.2.3 Diseño base del prototipo

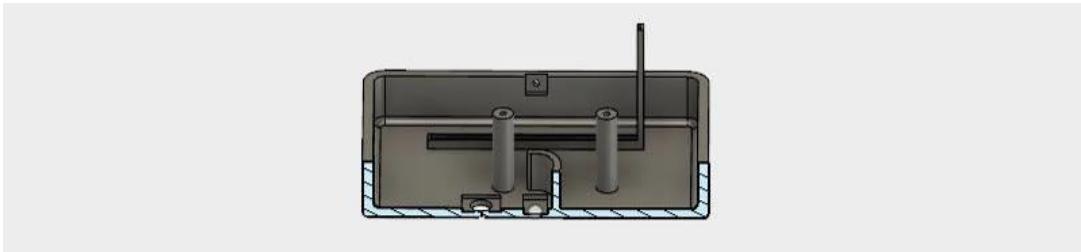
El diseño parte de una geometría cuadra, buscando la mayor optimización del espacio, ya que se desea un prototipo visualmente llamativo y funcional dentro de cirugía, después de varios diseños, se obtiene el diseño definitivo.



*Figura 26 Base del prototipo CAD, Software : Solidworks, Fuente : Autor*



*Figura 27 Seccion Sagital , base del prototipo CAD Software : Solidworks, Fuente: Autor*

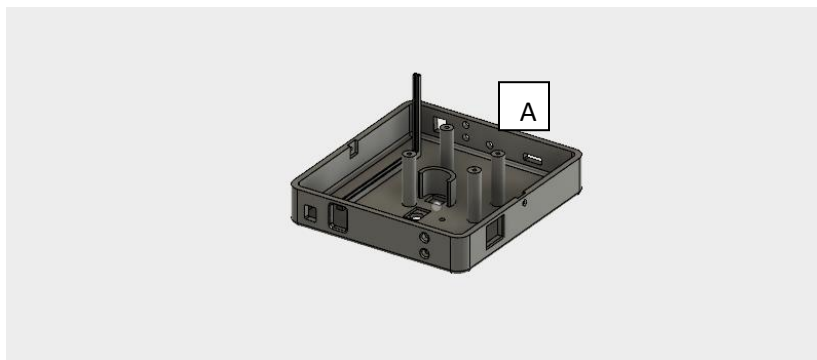


*Figura 28 Sección transversa , base prototipo CAD Software : Solidworks, Fuentes: Autor*

El Diseño de la base de 15x15 centímetros y un grosor de 5mm, se presenta óptimo para acoplar el sistema electrónico.

La distribución de estos espacios dentro del área de trabajo, se realiza bajo la premisa de las dos tarjetas electrónicas, una vez ubicadas estas dentro del prototipo, se procede a distribuir los demás componentes en el área sobrante.

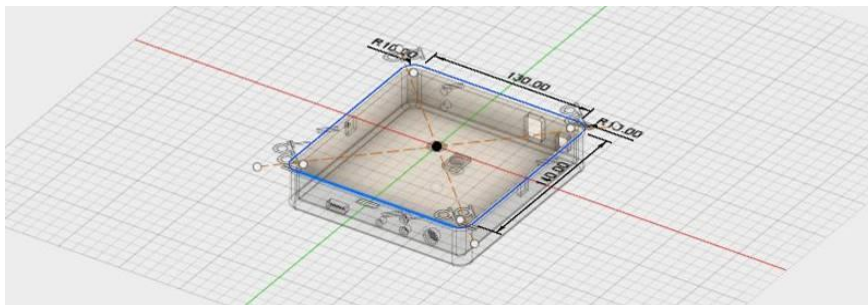
La tarjeta de control se posiciona verticalmente, para optimizar el espacio se diseña una L en forma de canal para que reciba la tarjeta (Figura 29, A).



*Figura 29 Soportes internos de componentes electrónicos, A: diseño en forma de “L” para posicionar tarjeta en sentido vertical, software Solidwoks, Fuente: Autor.*

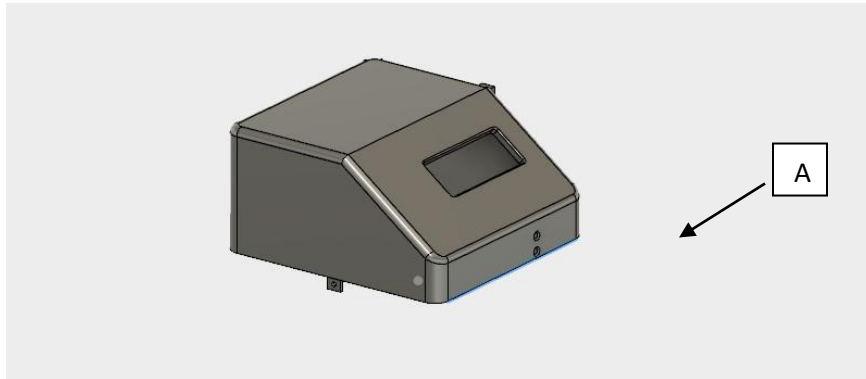
En la segunda etapa partiendo de la base y de una vista superior, se realiza la tapa del componente, teniendo especial cuidado en el diseño de los orificios del ventilador y de la LCD.

La tapa proporciona un diseño ergonómico y visualmente llamativo, también posee un grosor de 5mm, una altura de 8 cm, y un área de estrucción de 15x15 cm.



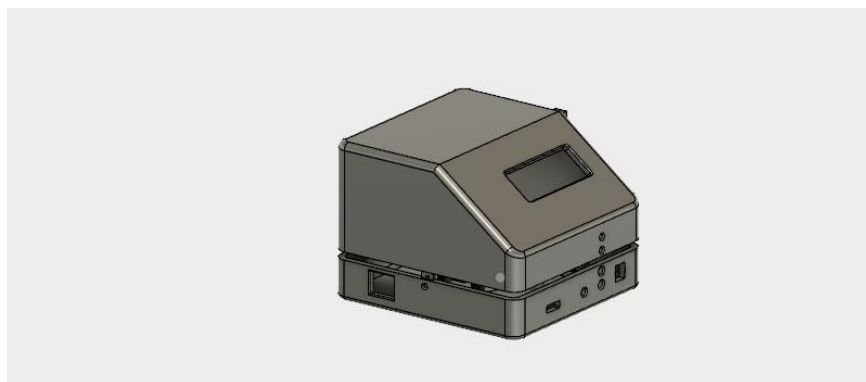
54

Una vez definido los límites (Figura 31), se estruye a partir de este la tapa, ingresando una cota de 8 cm en dirección “y”, realizando un corte tangencial en la cara anterior del mismo (Figura 32, A), donde se posicionara la LCD, esta se ubica en el centro del área.



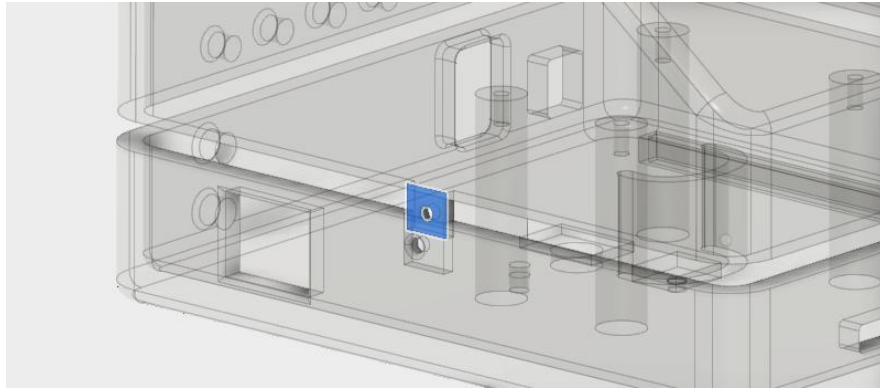
*Figura 32* Diseño definitivo de tapa, software Solidworks, *Fuente: Autor*

Una vez realizado base y tapa del prototipo (figura 33), se procede hacer un sistema óptimo de anclaje entre ellos, el cual en primera instancia es un sistema geométrico entre macho y hembra (figura 34), la tapa posee el macho y la base la hembra.



*Figura 33* Base y tapa del prototipo software Solidworks. *Fuente: Autor*

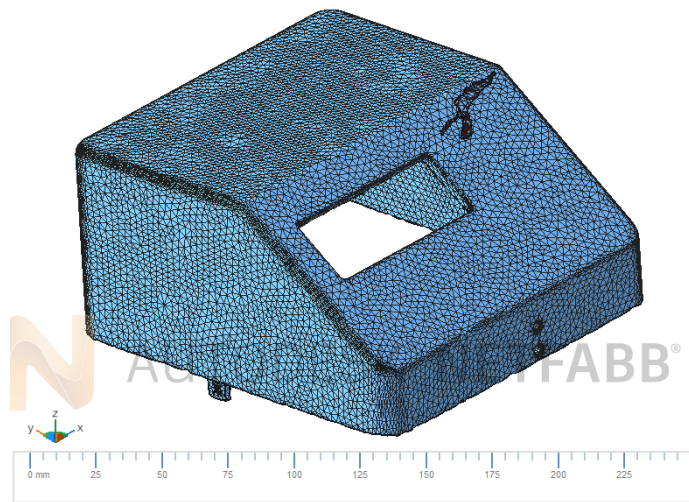




*Figura 34 Macho en azul, perfectamente acoplado a porción hembra de la base, Software*

*Solidworks, Fuente: Autor*

Los dos CAD, tanto la base como la tapa, anclan perfectamente uno dentro del otro y están listos para su posterior impresión en 3D, El formato con el que guarda Solidworks por defecto es una extensión (.SLDPRT), para poder ser impreso en 3D es necesario guardar las piezas en formato .STL (Standard Triangle Language), por medio de este formato, importamos la información al programa NetFabb, para la manipulación de la malla y refinamiento de la mismo (figura 35). Aquí se regularizan los bordes y se refina la malla para ingresar mayor información espacial (i,j,k) a la hora de la impresión 3D.



*Figura 35 Malla óptima para impresión 3D Fuente: Autor*

Una vez finalizado el procesamiento de la malla, se procede con el diseño del vaso, donde se hará el mezclado del PMMA.

Para visualizar las dimensiones y cotas de la carcasa, puede dirigirse a anexo B.

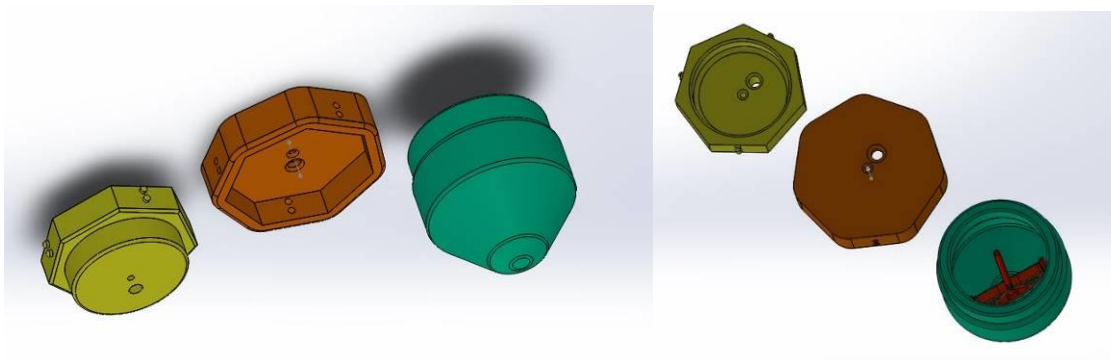
### **9.2.5 Diseño de vaso de mezclado**

El vaso debe garantizar como objetivo principal que el material mezclado ( PMMA) se encuentre estéril y esto solo se logra aislando el vaso de la zona no estéril de la estéril por medio de un “aislante mecánico”, lo que se busca es que en el momento de acoplar el vaso ( estéril) a la maquina o carcasa ( no estéril) , en medio de ellos exista un aislante , que funcione como un control de esta interface (Figura 37-B), a continuación se presenta el diseño definitivo para el control de la contaminación por medio de una porción fija a la base del prototipo ( al que llamaremos hembra (Figura 37-B) y un sistema de rosca de tornillo ( al que llamaremos macho)

el cual en el momento de retiro en cirugía dejara una porción fija a la hembra y garantizara la esterilidad del material.

En la figura 36 encontramos los colores

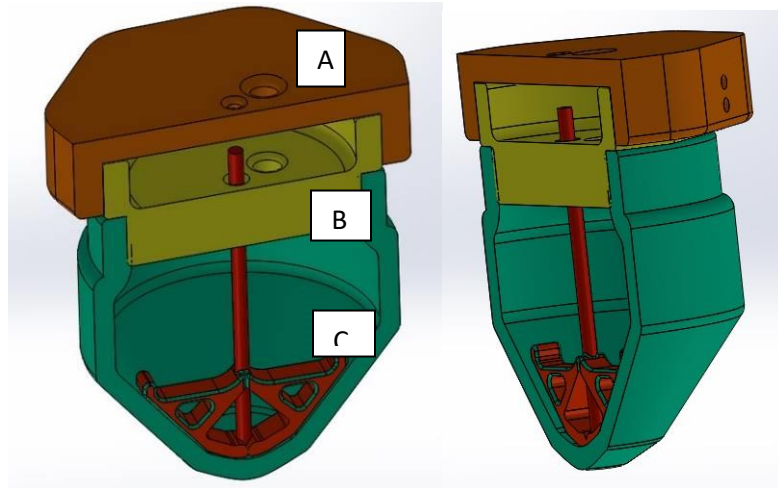
- Café oscuro: Hembra 1
- Amarillo: Porción del macho que queda contaminado en contacto con Hembra 1
- Verde: Parte estéril del macho y el cual es el vaso de mezclado



*Figura 36 Sistema de acople del vaso impreso en 3D para garantizar esterilización*

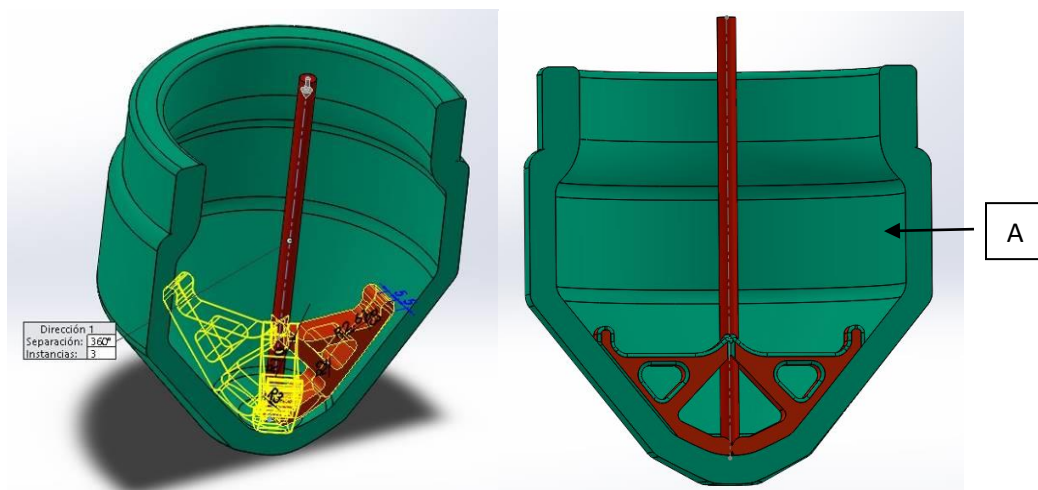
*Software : Solidworks Fuente: Autor*

Como el sistema debe estar a vacío, al vaso (verde) se le hace una estrusión en su parte lateral para conectar la succión de la sala de cirugía, los diámetros y longitud son de tamaño real para conectar un caucho de succión universal



*Figura 37 Acople de las tres porciones impresas del vaso; de arriba abajo: Hembra A (café), porción del macho no estéril B (amarillo), vaso estéril donde se mezclara el cemento C (verde) Software : Solidworks Fuente: Autor*

En la Figura 38 se observa el envase definitivo, junto con las aspas, que fueron diseñadas e impresas por el investigador, para ser acoplado al motor (Figura 38-A).



*Figura 38 Corte sagital del vaso mezclador de cemento a vacío junto con sus respectivas aspas en color rojo (A), Software : Solidworks Fuente: Autor*

### **9.2.6 Programa para la detección de poros en cemento, usando Matlab**

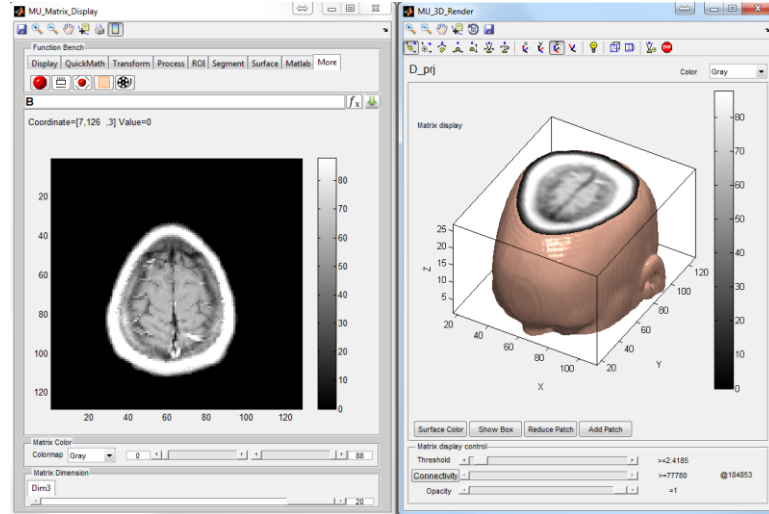
MATLAB es una de las muchas sofisticadas herramientas de computación disponibles en el comercio para resolver problemas de matemáticas, tales como Maple, Mathematica y MathCad. A pesar de lo que afirman sus defensores, ninguna de ellas es “la mejor”. Todas tienen fortalezas y debilidades. Cada una permitirá efectuar cálculos matemáticos básicos, pero difieren en el modo como manejan los cálculos simbólicos y procesos matemáticos más complicados, como la manipulación de matrices. Por ejemplo, MATLAB es superior en los cálculos que involucran matrices, mientras que Maple lo supera en los cálculos simbólicos. El nombre mismo de MATLAB es una abreviatura de Matrix Laboratory, laboratorio matricial. En un nivel fundamental, se puede pensar que estos programas son sofisticadas calculadoras con base en una computadora. Son capaces de realizar las mismas funciones que una calculadora científica, y muchas más. Si usted tiene una computadora en su escritorio, descubrirá que usará MATLAB en lugar de su calculadora incluso para la más simple de sus aplicaciones matemáticas, por ejemplo para el balance de su chequera. En muchas clases de ingeniería, la realización de cálculos con un programa de computación matemático como MATLAB sustituye la programación de computadoras más tradicional. Esto no significa que el lector no deba aprender un lenguaje de alto nivel como C++ o FORTRAN, sino que los programas como MATLAB se han convertido en una herramienta estándar para ingenieros y científicos.

### 9.2.7 Ingeniería Biomédica

Por lo general, las imágenes médicas se guardan como archivos Dicom (el estándar Digital Imaging and Communications in Medicine: imágenes digitales y comunicaciones en medicina). Los archivos Dicom utilizan la extensión de archivo .dcm. La compañía MathWorks ofrece una caja de herramientas adicional, llamada caja de herramientas para imágenes que puede leer esos archivos, lo que hace que sus datos estén disponibles para procesamiento en MATLAB. La caja de herramientas para imágenes también incluye un amplio rango de funciones de las que muchas son especialmente apropiadas para las imágenes médicas. Un conjunto limitado de datos MRI ya convertidos a un formato compatible con MATLAB se incluye con el programa MATLAB estándar. Este conjunto de datos le permite probar algunas de las funciones de generación de imágenes disponibles tanto con la instalación estándar de MATLAB como con la caja de herramientas para imágenes expandida, si la tiene instalada en su computadora. La figura 1.2 muestra seis imágenes de secciones horizontales del cerebro con base en el conjunto de datos MRI.



*Figura 39 Procesamiento de una imagen en software Fuente: Biblioteca Matlab*



*Figura 40 Procesamiento de imagen transversal de un cráneo en Matlab Fuente:*

*Biblioteca Matlab*

## 9.2.8 Uso del software Matlab para este proyecto

De algún modo debemos asegurarnos visualmente que la reducción de poros en el sistema de polimetilmetacrilato se ha realizado en el prototipo aquí diseñado, es por eso que decidimos realizar un algoritmo en Matlab capaz de reconocer una imagen JPG, (imagen de salida de la cámara profesión FUJIFILM FINEPIX SL1000) y procesarla según nuestras necesidades.

El algoritmo está diseñado para detectar los siguientes parámetros:

- Numero de poros en la foto JPG sistema a vacío (VAC. prototipo) y cielo abierto (C.A).
- Área de poros en las fotos JPG, unidad pixeles.
- Máximo y mínimos de áreas en la foto JPG.
- Histograma de poros menor y mayor a de 10 pixeles.
- Desviación estándar de muestra menor y mayor a 10 pixeles

- Visualización de máximos poros en la fotografía.
- Media y mediana de poros menores y mayores a 10 píxeles.
- Generación de ecuación polinomial, para determinar distribución de poros en función de la zona anatómica.

### 9.2.9 Algoritmo General Para La Detección De Bordes

Inicialmente se realiza el algoritmo usando como entrada la imagen de la Figura 5, como primer paso, se retiró el ruido que pudiera tener la imagen producto de la forma en que fue adquirida, es casi obligatorio hacer este proceso antes de la detección de bordes de una imagen; para ellos se usó la función ‘**imfilter**’, Dada la imagen  $f(i,j)$ , el procedimiento consiste en generar una nueva imagen  $g(i,j)$  cuya intensidad para cada píxel se obtiene promediando los valores de intensidad de los píxeles  $f(i,j)$  incluidos en un entorno de vecindad predefinido. Lo anteriormente dicho corresponde la categoría de suavizado de una imagen; reducir las variaciones de intensidad dentro pixeles vecinos (filtro lineal) el cual decidimos usar en el dominio del espacio.

Esto se realizó para poder definir los bordes de los poros por promedio de intensidad de sus vecinos cercanos con esto logramos dos objetivos:

- La información que esta fuera de la muestra toma un valor definido.
- Los bordes de los poros toman el valor más alto (rangos entre 0 y 255) por promedio de vecindad



### 9.2.10 Filtro lineal mediana repaso espacial y matemático

Las operaciones de suavizado se utilizan para disminuir los efectos negativos que se pueden presentar en una imagen digital como consecuencia de un sistema de muestreo pobre o del canal de transmisión, por ejemplo ruido. Por promedio de vecindad, dada una imagen  $f(x, y)$  de tamaño  $M \times N$ , el valor del nivel de gris de la imagen suavizada  $g(x, y)$  en el punto  $(x, y)$  se obtiene promediando los valores de nivel de gris de los puntos de  $f$  contenidos en una cierta vecindad de  $(x, y)$ .

$$g(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{(n, m) \in S} f(n, m)$$

Así el nuevo punto de la imagen en la posición  $g(x, y)$ , que en realidad sería el pixel en dicha posición espacial, es igual a la media de la suma de todos sus vecinos incluyendo a  $f(x, y)$  (imagen original) (figura 41).

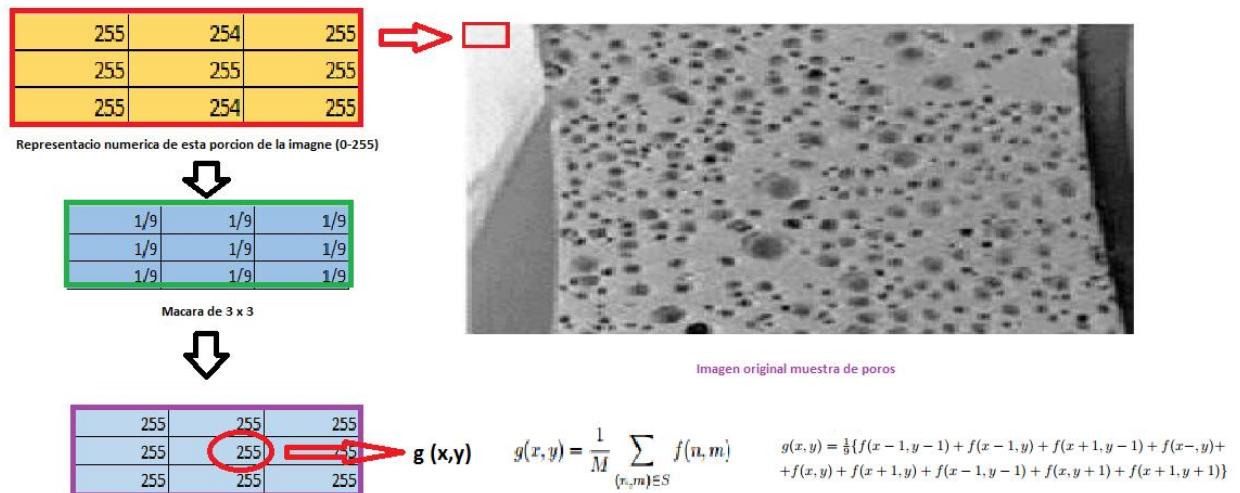
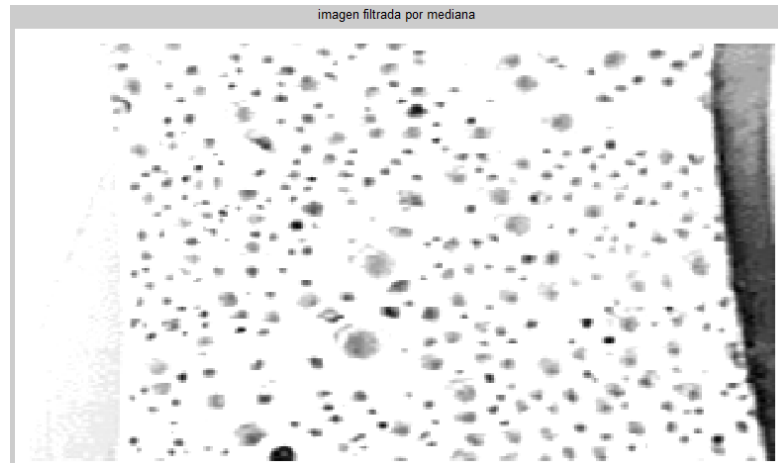


Figura 41 Ilustración visual y matemática del proceso del filtrado mediana Fuente: Autor

Producto de este filtrado logramos que las zonas de poca información en la imagen (fuera de los poros) optaran de un color blanco, puede observarse en la figura 42 que fuera de la muestra habían zonas de color gris y negro, en la imagen resultante desaparecen visualmente (253-255 blanco en escala visual) la nueva imagen después del kernel o máscara es la siguiente:



*Figura 42 Imagen  $g(x, y)$  después del proceso de filtrado lineal por método media Fuente:*

*Autor*

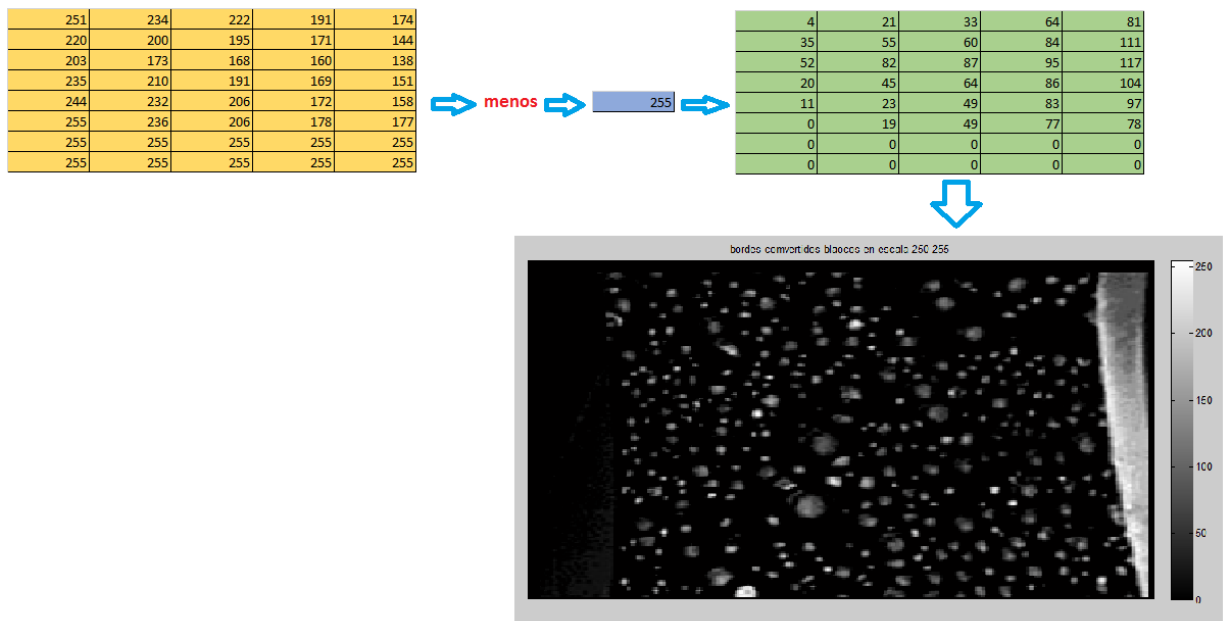
Una vez obtuvimos a  $G(x, y)$  (la nueva imagen), decidimos realizar un segundo filtrado para transformar la imagen en un negativo de sí mismo: Para ello se restó a cada valor de pixel de la nueva imagen un escalar de 255, con el fin de que las zonas blancas pasaran a ser negras y las negras en zonas blanca, le dimos relevancia numérica a los poros para una posterior binarización de la imagen.

$$G(i,j) = 255 - \left( \frac{1}{M} \sum_{(i,j) \in s} f(i,j) \right)$$

*Figura 43 Algoritmo para Realce de zonas porosas para posterior binarización Fuente:*

*Autor*

Donde G (i,j) es la imagen de salida , producto de restarle el escalar 255 a cada uno de los pixeles de la imagen con filtro mediana (Figura 44).



*Figura 44 Realce de zonas porosas para posterior binarización Fuente: Autor*

Con esta nueva matriz de información, se observa que zonas de baja información tomaron un valor 0 (negro en la imagen) y la transición de grises genera un efecto de profundidad en la misma, ahora si estamos listos para la binarización de la imagen para su detección de bordes.

### 9.2.11 Binarización de la imagen de prueba

El proceso consiste en dejar los poros en un estado definido para cualquier escala de gris, es así que lo que está en color de una escala de gris tomara un valor de 1 binario (blanco) y lo que este en un valor cercano a cero tomara un valor de 0 (negro).

El rango del umbral que determinara que valores toman 1 o 0 respectivamente se hace bajo el algoritmo de Otsu:

$$H(i,j) = G(i,j) \begin{bmatrix} 1 \text{ si } G(i,j) > t(\text{umbral}) \\ 0 \text{ si } G(i,j) < t(\text{umbral}) \end{bmatrix} \forall (i,j) \in \text{region } G(i,j)$$

*Figura 45 Algoritmo para binarización de imagen bajo umbral Otsu*

La imagen de salida  $H(i,j)$ , tomara los valores (1,0) dependiendo si está o no por encima del valor umbral otzu ( $t$ ):

■ Partimos de una imagen en niveles de gris  $G(i,j)$  con  $N$  píxel y  $L$  posibles niveles diferentes.

$$p_i = \frac{f_i}{N}$$

*Figura 46 Probabilidad de ocurrencia del nivel de gris ( $i$ ) en la imagen:*

$f_i \rightarrow$  Frecuencia de repetición del nivel de gris  $i$ -ésimo con  $i = 1, 2, \dots, L$ .

■ En el caso particular de umbralización en dos niveles (binarización), los píxeles se dividen en dos clases  $\rightarrow C1$  y  $C2$ , con niveles de gris  $[1,2,...,t]$  y  $[t+1,t+2,...,L]$  respectivamente, donde las distribuciones de probabilidad de ambas clases son:

$$C_1 : \frac{p_1}{\omega_1(t)}, \dots, \frac{p_t}{\omega_1(t)}$$

$$C_2 : \frac{p_{t+1}}{\omega_2(t)}, \frac{p_{t+2}}{\omega_2(t)}, \dots, \frac{p_L}{\omega_2(t)}$$

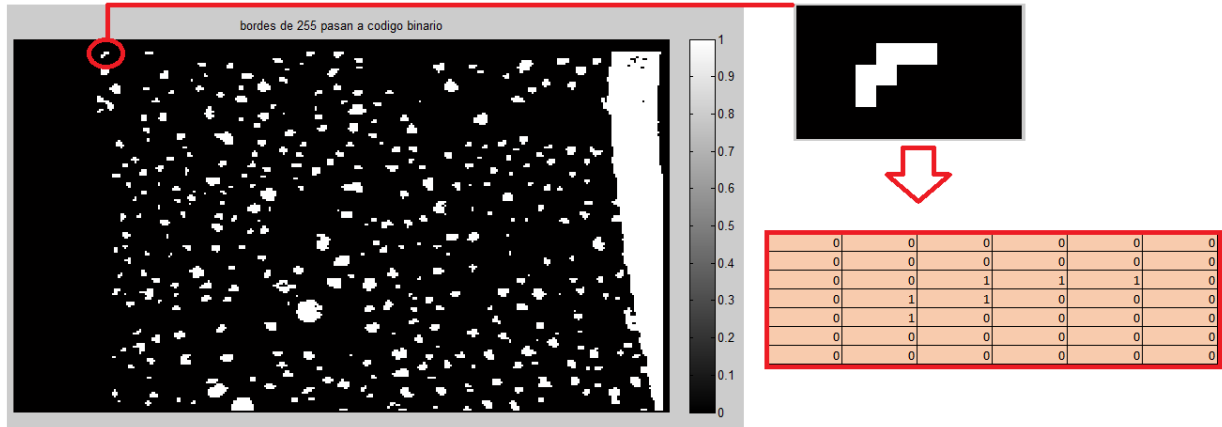
*Figura 47 Algoritmo para la determinación de los valores  $(C1, C2) = (1,0)$*

Donde:

$$\omega_1(t) = \sum_{i=1}^t p_i \quad \omega_2(t) = \sum_{i=t+1}^L p_i$$

*Figura 48 Denominadores otzu del umbral de intensidad*

En Matlab el algoritmo de binarización por umbral otzu está dado por la función “**graythresh**” que para la matriz anterior es de un valor de 0.2588 que corresponde a su umbral Otzu, es así que la nueva imagen binaria es la siguiente:



*Figura 49 Binarización de la imagen de prueba Fuente: Autor*

En la figura 49 se observa que ya es claro ver los bordes de los poros, una vez se obtuvo una imagen clara de los poros, se genera el código para poder contar el número de poros y su diámetro (máximo y mínimo).

### 9.2.12 Etiquetado de porosidad y características geométricas de los poros

La forma característica de un objeto puede cuantificarse mediante momentos, los cuales describen la manera en que se distribuyen los píxeles de un objeto sobre el plano de la imagen. Los momentos deben ser invariantes (i.e., valores similares para objetos del mismo tipo) a las transformaciones geométricas (traslación, rotación y escalamiento) que pueden sufrir los objetos y al mismo tiempo deben ser discriminantes (i.e., valores distintos para objetos de diferente tipo). Estas características son deseables para poder reconocer los objetos con mayor facilidad. Los momentos de Hu, son un conjunto de siete descriptores invariantes que cuantifican la forma de un objeto, donde los dos primeros momentos se computan como:

$$\begin{aligned}\phi_1 &= \eta_{20} + \eta_{02}, \\ \phi_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta_{11}^2\end{aligned}$$

Donde los momentos centrales normalizados de segundo orden se calculan como:

$$\begin{aligned}\eta_{20} &= \frac{m_{20} - \frac{m_{10}^2}{m_{00}}}{m_{00}^2}, \\ \eta_{02} &= \frac{m_{02} - \frac{m_{01}^2}{m_{00}}}{m_{00}^2}, \\ \eta_{11} &= \frac{m_{11} - \frac{m_{10}m_{01}}{m_{00}}}{m_{00}^2},\end{aligned}$$

Los momentos geométricos de orden p + q se calculan como:

$$m_{pq} = \sum_x \sum_y x^p y^q I(x, y).$$

Una vez ubicados los momentos geométricos “n+1” cada objeto debe ser etiquetado desde el primero hasta el último, y se les debe asignar un numero escalar para ello, con el fin de agrupar cada poro, bajo una etiqueta “numero”

Por medio de la función “[L, num] = bwlabel (BW, n)” Matlab permite generar una matriz donde etiqueta cada 1 binario (figura 50), en un conjunto de números naturales, el total de esta etiquetas queda indexado en un escalar “num” en donde se observa el número de poros.

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	53	53	53	53	0
0	0	0	0	0	0	53	53	53	53	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	46	46	46	46	0	0	0	0	0	0
46	46	46	46	46	0	0	0	0	0	0
0	46	46	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

*Figura 50 Porción de la matriz L generada por Matlab, observe el etiquetado de cada conjunto de binarizado Fuente: Autor*

La matriz “**num**” de 1 x1 entrega como salida el escalar “356” que son el número de etiquetas que se generó en la matriz l; y por consiguiente número de poros en la imagen, esta información que esta almacenada en esta matriz “**L**” permite por medio de la función “**regionprops (L)**” generar una segunda matriz donde se almacena la siguiente información (figura 51):

- Área
- Centroide geométrico de cada etiqueta
- Recuadro que limite el objeto en la imagen (BoundingBox)



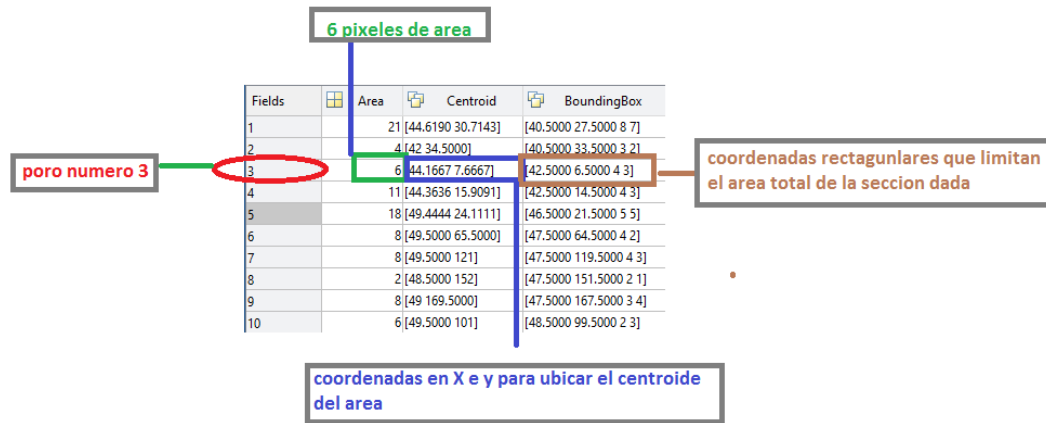


Figura 51 Propiedades de la función “regionprops” Fuente: Autor

**BoundingBox** permite por medio de un bucle y la función “**Find**”, encontrar y encerrar cada poro en una caja, que para efectos prácticos en este ejemplo se realizó en color verde para los poros mayores de 10 pixeles de área y color azul para los poros menores de 10 pixeles de área (figura 52), esto es relevante si deseamos comparar la información con otras investigaciones.

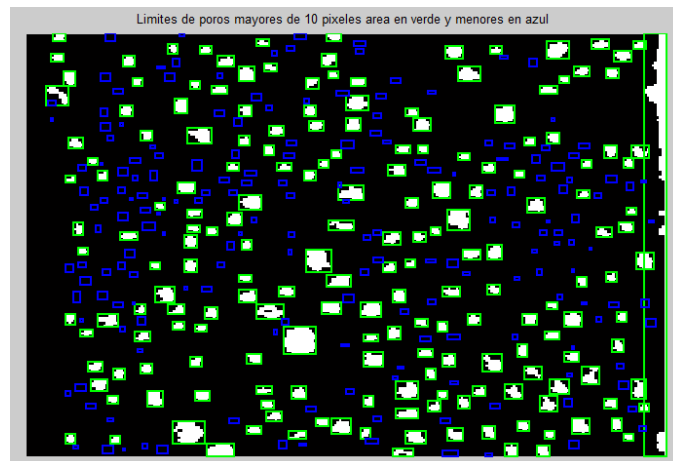
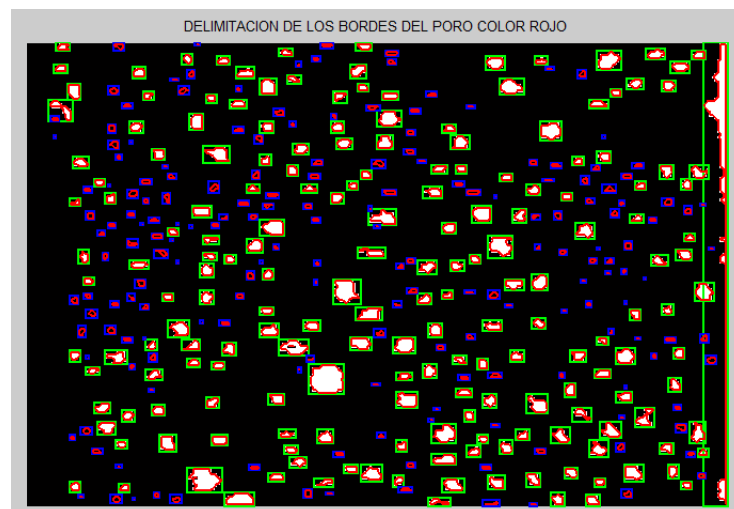


Figura 52 Umbralización de poros en función de su área Fuente: Autor

En este punto del procesamiento de la imagen, el sistema detecta una región con un área de 3068 píxeles, (figura 52 costado derecho) esta área debe restarse del total captado por la matriz “L” para un total de 355 poros detectados.

Con estas líneas de programación se pudo detectar el número de poros por imagen, su distribución, su área (en píxeles), una segmentación global de los poros con mayor área (color verde) y de menor área (color azul), verificando estas características procedemos a cargar las fotos de las muestras de C.A Y VAC.

Se decide generar unas líneas de programación para bordear los poros con un color que permitan identificar mejor los límites del mismo, esto se realizó por medio de la función “**bwboundaries**” y un bucle en Matlab (figura 53).



*Figura 53 Identificación de poros menores de 10 píxeles de área (color azul) mayores de 10 píxeles de área (color verde, borde en rojo limitando poros (color rojo) Fuente: Autor*

Para finalizar, se segmentó el poro de mayor área de píxeles, para esto se usó la función “**ismember**” el cual compara la matriz donde estaba indexada la etiqueta de los poros de la función “**regionprops**” con un escalar, producto de la función “**máx.**” que permite ubicar el área máxima y su posición, teniendo la posición y la función de comparación, el programa muestra la imagen deseada. Se toma otra imagen para fines prácticos.

La función “**regionprop**” almacena el vector Área de  $m \times n$ , de esta información de obtiene:

- Frecuencia de poros menores y mayores de 10 píxeles de área
- Porosidad máxima de la imagen
- Promedios de poros menores y mayores de 10 píxeles de área
- Desviación estándar de poros menores y mayores de 10 píxeles de área
- Máximo y mínimo poros, menores a 10 píxeles de área
- Máximo y mínimo poros, mayores a 10 píxeles de área

Una vez definido el algoritmo en el software Matlab que permite visualizar y extraer la información de interés de los poros, se procede a procesar por dicho programa las imágenes de las muestras obtenidas por la cámara FUJIFILM FINEPIX SL1000 a las muestras de cemento a vacío (VAC, prototipo) y las mezcladas a cielo abierto (C.A).

### 9.2.13 Síntesis de la etapa 2

Una vez diseñado y ensamblado todas las piezas calculamos que nos tomó más de 24 horas de diseño, concluyendo que el percance del centro de masa y algunas gerarquías mal priorizadas, retrasaron el proyecto; es importante que el diseño sea coherente con el objetivo del proyecto

por eso se dedico bastante tiempo en solucionar el problema de esterilidad del vaso, asi como las aspas de la misma, es claro poder imprimir el vaso por manufactura de adicion ( 3D), entrega una autonomia única y la posibilidad de personalizar el diseño cuantas veces fuese necesario. El prototipado en Solidworks resulta sencillo e intuitivo desde que el arbol de ejecuciones del modulo de Solidworks “feature manager” este organizado y coherente con el diseño, es relevante aclarar que se debe tener conocimientos basico-medio de este sistema operativo, Solidworks permite tambien hacer un calculo de los costos desde un punto de vista de materiales y mano de obra , esta opcion no se tomo para el presente trabajo, para un futuro trabajo seria posible poder modelar las muestras de cemento con baja porosidad en Solidworks partiendo de sus características físicas, características que podria ser tomadas de las pruebas de laboratorio y teoricamente formando la matriz de rigidez del sistemas.

Los codigos de programacion se realizan en un orden intuitivo y bajo un soporte matematico muy estricto, para el investigador es importante recalcar la variedad de opciones que presenta Matlab, como son las sentencias ya predeterminadas por el programa y asi tambien su posible modificacion, para visualizar las lineas de programacon puede dirigirse a Anexo B

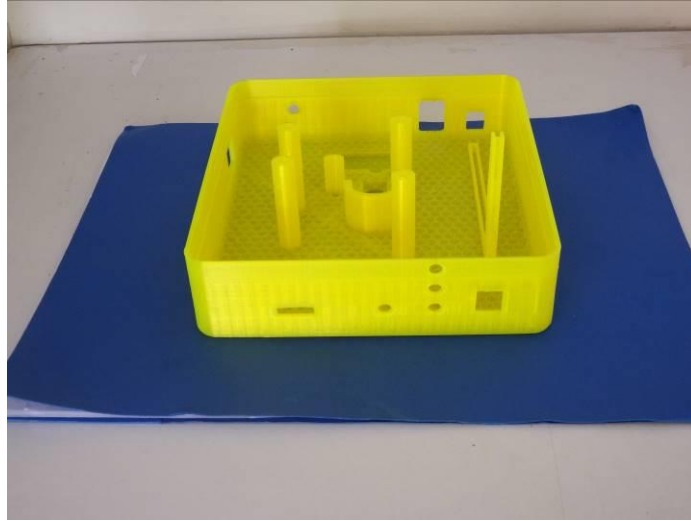
Para finalizar, el prototipo es una creación de los autores, hay algunos parametros de diseño que no se muestran ni se explican.

### **9.3 Etapa 3: Acople de software y hardware**

Para la selección del material de la carcasa impresa en 3D se usa PLA biodegradable que puede soportar temperaturas máximas de 120 ° Celsius, estos material debe garantizar como objetivo principal un producto ergonómico, visualmente impactante, fácil de limpiar y almacenar.

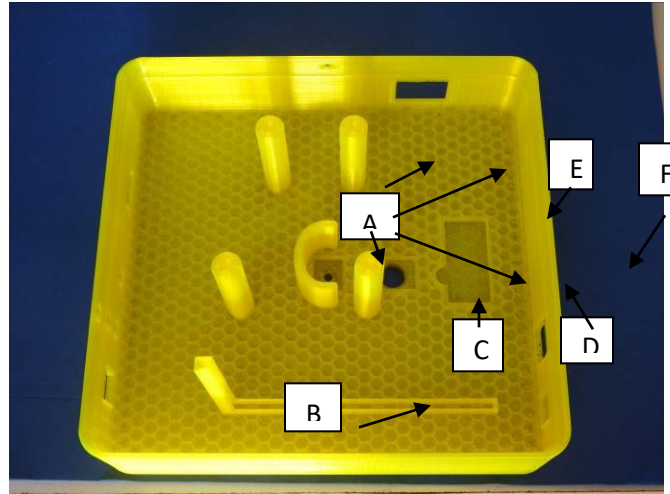
### 9.3.1 Fabricación del prototipo

Inicialmente se empezó por la impresión en 3D de la base del prototipo (figura 54), con un tiempo máximo de impresión de 8 horas, el objetivo de este diseño esta priorizado por la optimización del espacio y la ergonomía, pensando en un color acorde al ambiente quirúrgico se imprime en color amarillo.



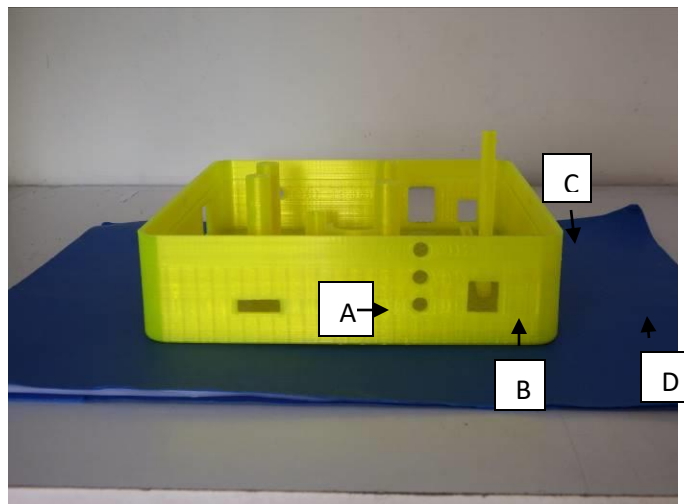
*Figura 54 Vista anterior base prototipo Fuente: Autor*

En una vista superior, se observa los 4 pilares (Figura 55,A) donde ira la tarjeta Arduino Uno, la base en forma de “L” donde se alojara la tarjeta de control (Figura 55, B) , el arco en “C” donde se apoyara el motor (figura 55, C), el orificio donde ira el sensor de temperatura (Figura 55, D), orificio de succión de vacío (Figura 55, E) y por último el buzzer de la alarma sonora (Figura 55, F)



*Figura 55 Vista superior base prototipo Fuente: Autor*

En una vista frontal, tenemos el diseño para la ubicación de la salida de una USB (Figura 56, A) para posibles actualizaciones, orificio para Led de encendido (Figura 56, B), 3 orificios verticales para escala de colores con Leds, que indican el aumento de la temperatura (Figura 56, C), y por ultimo orificio cuadrado donde se posicionara interruptor de encendido (Figura 56,D).



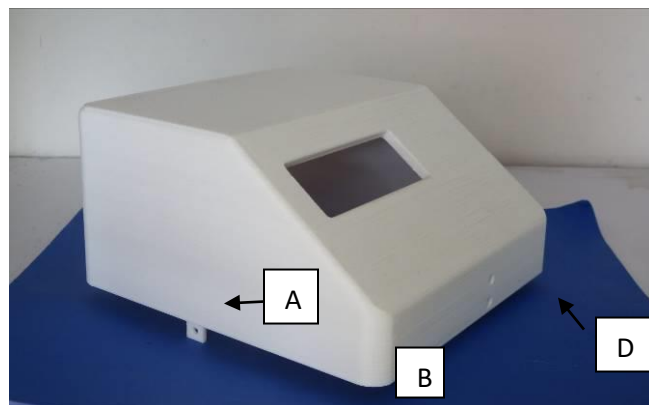
*Figura 56 Vista anterior base prototipo Fuente: Autor*

Cuando termina de imprimir la base, se procede con la impresión de la tapa (Figura 57), con un tiempo estimado de impresión de 9 horas. El principal objetivo es imprimir la altura mínima para que la tarjeta que está en posición “L” vertical (Figura 55, B) no entre en contacto con la parte interna de la tapa.



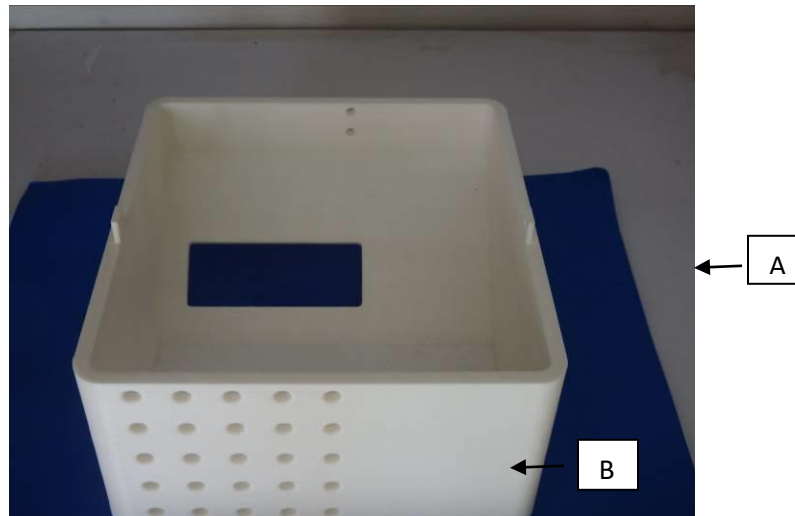
*Figura 57 Vista anterior de tapa del prototipo Fuente: Autor*

Con un altura de 8 cm (Figura 58, A), ancho de 15 cm (Figura 58, B), y largo de 15 cm (Figura 58, C), se imprime tapa del prototipo, con orificio para LCD sobre cara tangencial (Figura 58, D).



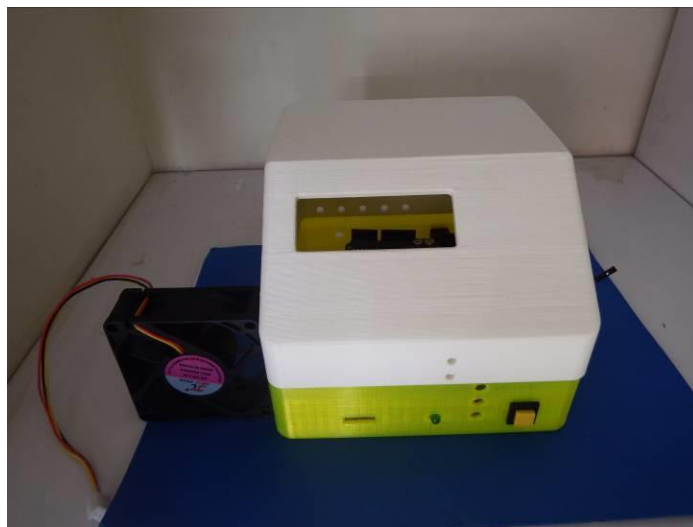
*Figura 58 vista lateral de la tapa prototipo Fuente: Autor*

Desde una vista postero-inferior, podemos observar una pared de grosor de 5mm (figura 59, A) y una matriz de orificios de 4mm para posicionamiento de ventilador (Figura 59, B)



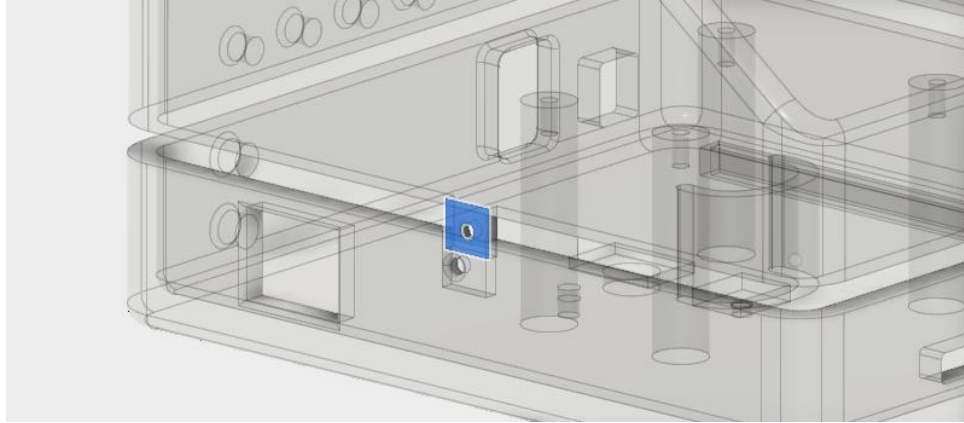
*Figura 59 Vista posterior de la tapa prototipo Fuente: Autor*

Para asegurar la tapa del prototipo a la base, se comprueba el sistema de anclaje geométrico propuesto por el autor (Figura 60-61).



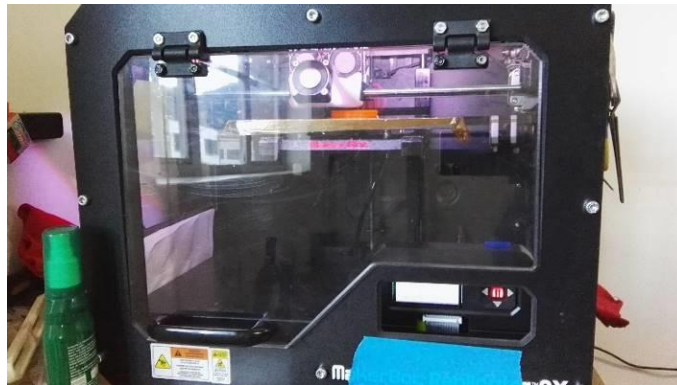
*Figura 60 Sistema de acople tapa-base de prototipo Fuente: Autor*





*Figura 61 Visualización CAD de sistema de anclaje Geométrico Fuente: Autor*

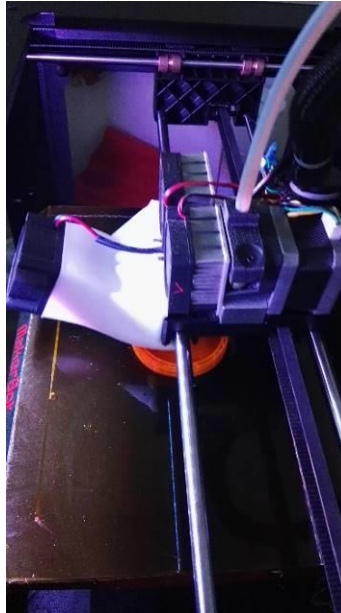
La impresión del vaso al igual que la base y la tapa del prototipo, se realiza en una impresora Marketbott (Figura 62), de la compañía de innovación medica colombiana 3D Medical innovation.



*Figura 62 Impresora Marketbott cortesía 3DMi Fuente: Autor*

La impresión en 3D del vaso de mezclado (Figura 63), fue realizada en PLA (Ácido polilactico) con un tiempo de impresión de 7 horas (Figura 58) , el objetivo de este diseño esta

priorizado para garantizar la esterilización del contenido y el anclaje intuitivo a la base del prototipo.



*Figura 63 Impresión de macho y hembra material PLA Fuente: Autor*



*Figura 64 Resultados proceso de impresión Fuente: Autor*

Terminado el proceso de impresión del macho (Figura 65) Y de la hembra (Figura 66), se procede al acople definitivo del software al hardware.

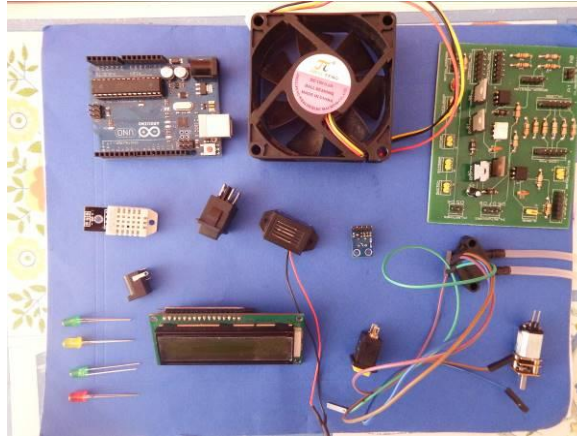


*Figura 65 Proceso de verificación Macho CAD – Prototipo impreso en 3D Fuente: Autor*



*Figura 66 Acoplamiento Hembra – Macho Fuente: Autor*

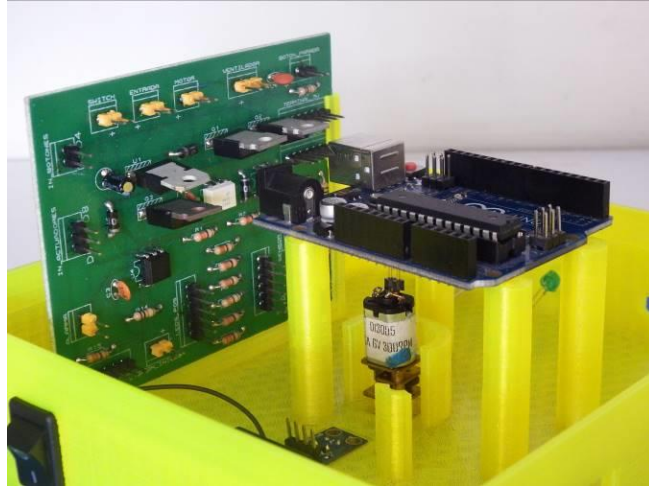
Inicialmente se hacen las pruebas de funcionamiento, basados en la simulación de Proteus, sobre Protoboard y cableado a cielo abierto; cuando se observa que la programación es óptima, se procede a realizar la quema de la tarjeta de control, comprar el ventilador y buzzer 1567HJ , motor Modelo 25GA-300, cauchos de succión de 3mm de diámetro, sensor de temperatura infrarrojo Mlx90614esf Gy-906, sensor de presión MPX200 , optocoplador 4N35, cinco (5) Led de color ( verde (2), amarillo (1), naranja(1), rojo(1)), una LCD , un sensor de temperatura y humedad externa AM2302 (Figura 67) ,



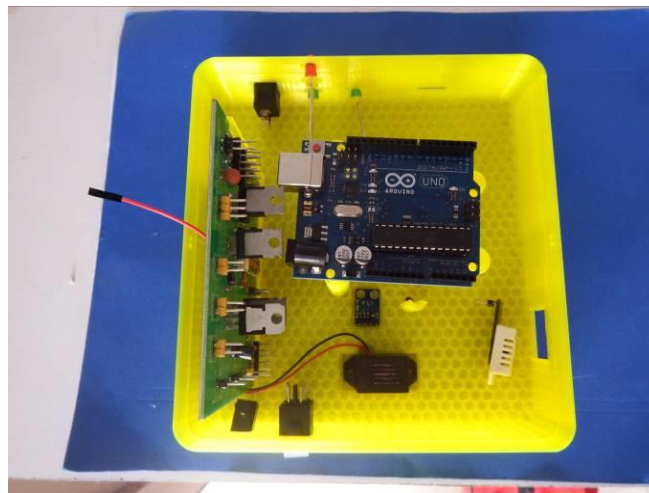
*Figura 67 Componentes para ensamblar al hardware Fuente: Autor*

Definido el buen funcionamiento y la ejecución optima de las sentencias de programación , se quema una tarjeta de control y se realiza el acople de los componentes electrónico LCD, interruptor, ventilador en la parte trasera, tarjeta Arduino, Led, tarjeta de control y el cable de alimentación del equipo a la base del prototipo . El ensamble toma alrededor de 2 horas, se verifica las conexiones y la articulación hembra/ macho diseñada en la etapa CAD.

Los componentes electrónicos son ensamblados en la base del prototipo (Figura 68-69), como se mencionó anteriormente, primero se posicionan las tarjetas Arduino Uno y de control, y a partir de ellas los demás componentes y el respectivo cableado.

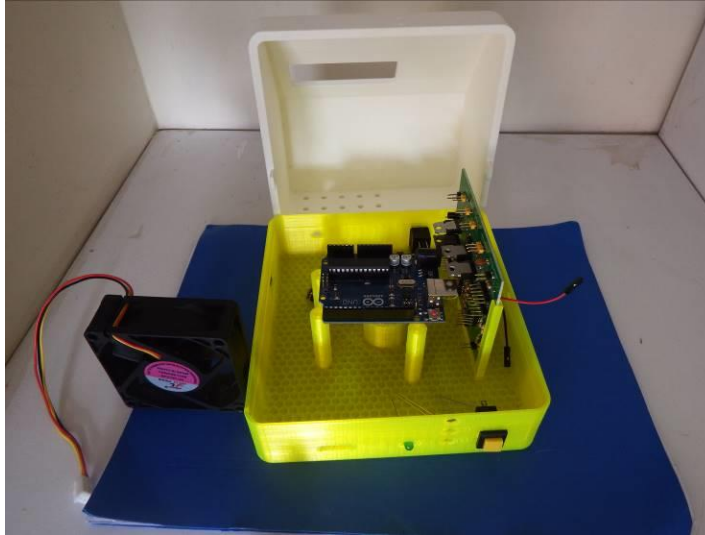


*Figura 68 Componentes electrónico en base prototipo Fuente: Autor*

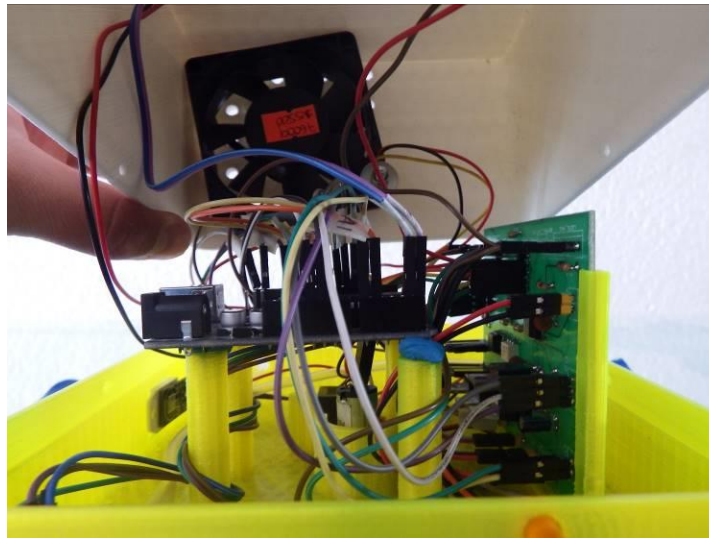


*Figura 69 Vista superior de acople de componentes a base de prototipo Fuente: Autor*

Terminado de acoplar los componentes electrónicos a la base del prototipo y unir este, a la tapa (Figura 70-71), se procede a la impresión y validación de diseño y pasó de rosca del vaso del mezclado, y su óptimo anclaje a la base del prototipo.

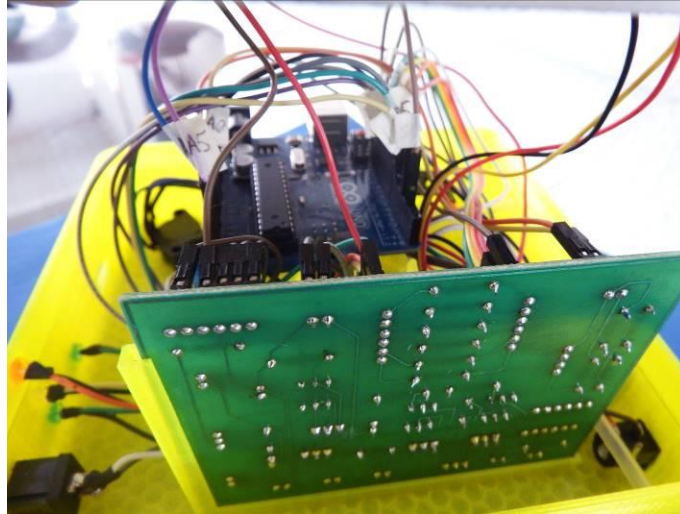


*Figura 70 Prototipo y componentes electrónicos ensamblados Fuente: Autor*



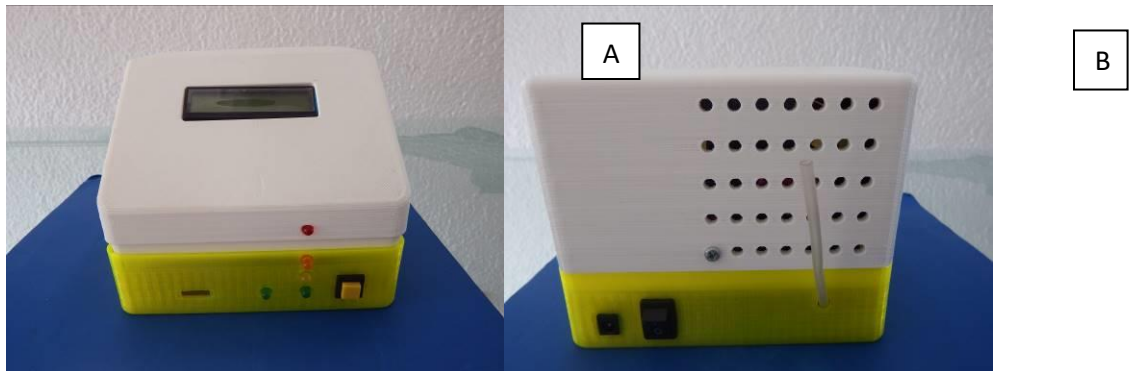
*Figura 71 Software y hardware ensamblado vista lateral Fuente: Autor*





*Figura 72 Software y hardware ensamblado vista lateral Fuente: Autor*

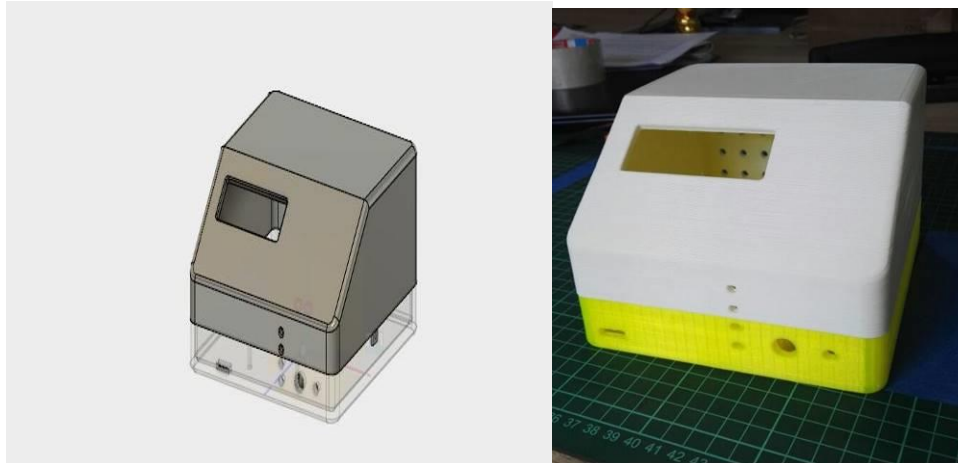
Con el hardware y software acoplados y en optimas funciones, se verifica la existencia de incongruencias en la parte frontal (Figura 73, A), como en la parte posterior o trasera (Figura 73, B)



*Figura 73 Vista frontal (A) y posterior (B) de prototipo ensamblado Fuente: Autor*

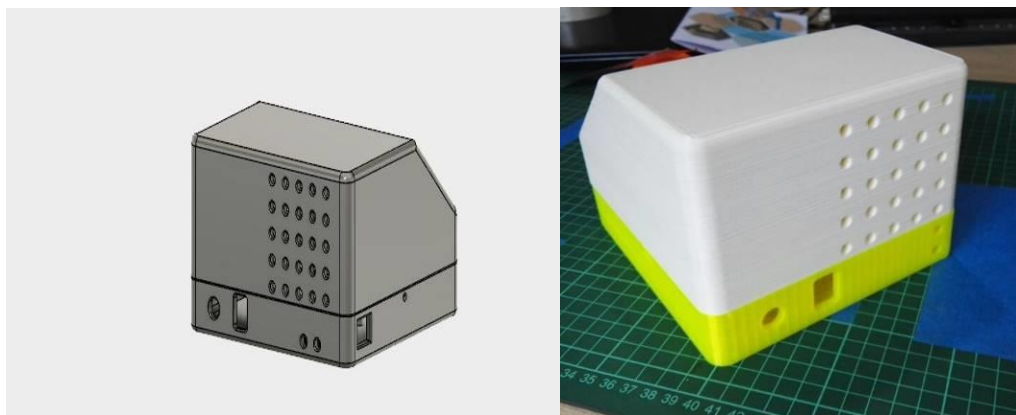
Finalmente se verifica y comparan el diseño CAD y el prototipo impreso en 3D (Figura 74-75), se observa que la impresión 3D es una gran aliada para este tipo de diseños disruptivos,

donde el control y modificación de variables puede surgir a cualquier etapa de diseño y validación.



*Figura 74 Izquierda: modelo CAD del prototipo, derecha: modelo impreso en 3d PLA*

*Fuente: autor*



*Figura 75 Vista posterior de modelo CAD Y del modelo impreso en 3D Fuente: Autor*

### **9.3.2 Síntesis de la etapa 3:**



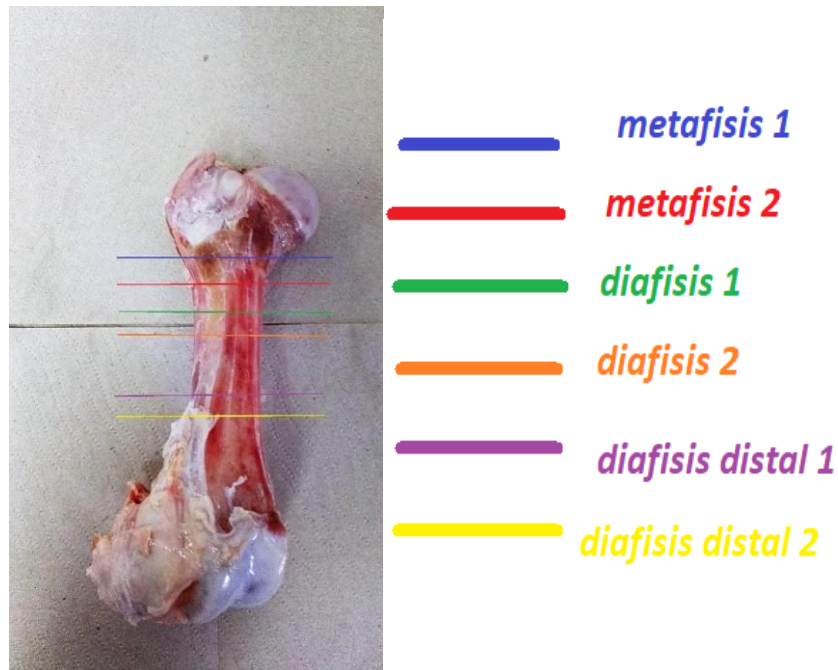
La impresión 3D permitió la modificación de cada uno de las variables de diseño, sin incurrir en gastos innecesarios, al igual fue posible crear estructuras sólidas para el soporte electrónico, todo en función del espacio y los objetivos propuestos en la etapa inicial del CAD; el diseño del vaso para la mezcla del PMMA asistido por computadora e impresión 3D, pudo garantizar la precisión y funcionalidad exigidas para su uso.

#### **9.4 Etapa 4: Verificación de la reducción de poros, por medio de código de programación en Matlab**

##### **9.4.1 Proceso de mezclado**

La preparación de muestras se realizó sobre hueso (Fémur) de cerdo (20 especímenes: 10 para mezcla a cielo abierto C.A, y 10 para mezcla a vacío VAC), en el momento de ser usado se permitió que las muestras llegaran a temperatura ambiente 19° Celsius y una humedad relativa de 52%.

Para manipular y crear las condiciones reales de cirugía, se usa instrumental especializado para prótesis femoral cementada, de la casa ortopédica Dipromedicos quien importa el material de Medacta internacional; los cortes de las piezas anatómicas se realizan con motor quirúrgico marca Stryker y cierra oscilante de 0.27mm de espesor, Dichos cortes se dividen de la siguiente manera con diferencia de 2cm entre cada una (Figura 76):



*Figura 76 Cortes de donde se extraerán las muestras de cemento Fuente: Autor*

Es así que se tomaron 6 muestras por espécimen (colores), para un total de 24 muestras (12 para CA, y 12 para VAC).

El cemento quirúrgico usado en las muestras a cielo abierto y a vacío corresponde a un cemento de la marca Mectacem (Suizo) de viscosidad baja con Gentamicina. Cada ampolla de 20 ml de monómero fue mezclada con un sobre de 40 g de polímero, añadidos en dicho orden en un vaso impreso en 3D de PLA Biodegradable para la muestra a vacío (prototipo). Para la muestra a cielo abierto se sigue el mismo flujo de trabajo pero se mezcla dentro de una jeringa especial de cemento de la marca Subiton (Argentina) está la mezcla se realizó removiendo en sentido horario mediante giros de frecuencia homogénea durante un tiempo de 30 segundos cronometrados.

Para la preparación del lecho óseo, se usa instrumental especializado (figura 77-78) para reemplazos articulares de la casa ortopédica Dipromedicos S.A.S



*Figura 77 Instrumental especializado para cadera, de la casa ortopédica Dipromedicos*

*Fuente: laboratorio Dipromedicos.*



*Figura 78 Raspas femorales para moldear el canal femoral Fuente: Laboratorio*

*Dipromedicos*

Sistema de cemento Mectacem de la casa ortopédica, Dipromedicos (figura 79), en envoltura estéril.



*Figura 79 Cemento quirúrgico 20 ml de monómero y 40 gr de polímero Fuente:*

*Laboratorio Dipromedicos*

Una vez preparado el lecho óseo, con las raspas de prueba y el cemento debidamente mezclado y embalado en una jeringa (figura 80), se procede a introducirlo en los fémures de cerdo.



*Figura 80 Jeringa de cemento marca Súbiton, especial para cirugía de cadera Fuente:*

*Laboratorio Dipromedicos.*

#### 9.4.2 Proceso de mezclado a vacío en el prototipo

Se vierte el contenido de cemento ya previamente definido, dentro del envase impreso en 3D y se procede a anclarlo a la hembra que está sujeta al prototipo, se enciende la máquina, se verifica que todo el sistema esté listo para iniciar, y se ejecuta el mezclado.

El proceso de preparación femoral para el cemento a vacío se realiza de la misma manera que a cielo abierto, se verifica la longitud aproximada de la raspa de prueba sobre el espécimen femoral de cerdo (figura 81) con el fin de sobre dimensionar la talla y producir una fractura en el mismo.



*Figura 81 Fémur derecho de cerdo, junto a raspa de prueba femoral Fuente: Laboratorio*

*Dipromedicos*

La osteotomía o corte subcapital de la cabeza femoral, se realiza a 45° según lo establecido por la técnica quirúrgica (figura 82-83) con una sierra de 1.27 mm de grosor, también suministrada por la empresa Dipromedicos.



*Figura 82 Corte subcapital de la porción femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 83 Retiro de cabeza femoral de la muestra femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Con el cincel de Moore (figura 84) se abre el canal femoral y se establece la dirección de ingreso de la raspa femoral de prueba con iniciador de Hoobs (figura 85).



*Figura 84 Cincel de Thompson para abertura de canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 85 Uso de iniciador manual para reemplazo articular, para ubicar completamente el canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Seguido se usa la raspa desde la de menor volumen en este caso la raspa doble 00 hasta la raspa numero 2 (figura 86) esto con el fin de que raspas retiren el hueso trabecular y darle la forma a la prótesis y espacio al cemento.



*Figura 86 Introducción de raspas femorales Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 87 Monómero y Polímero de metilo listo para mezclar en prototipo Fuente:  
Laboratorio Dipromedicos*



Una vez preparado el espécimen y abierto la ampolla de cemento, se procede a verter, el Polímetilmetacrilato (polvo) y el Metilmetacrilato (liquido) (figura 87) en el vaso impreso en 3D para su posterior mezclado por la máquina de cemento.

#### **9.4.3 Proceso De Mezclado A Cielo Abierto (Técnica Actual)**

La preparación del espécimen, se realiza de la misma manera que la técnica anteriormente expuesta (a vacío), se toma un fémur de cerdo (figura 88) y se procede a su preparación con instrumental especializado de cirugía.



*Figura 88 Fémur derecho de cerdo Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

La osteotomía o corte subcapital de la cabeza femoral, se realiza a 45° según lo establecido por la técnica quirúrgica (figura 89-90) con una sierra de 1.27 mm de grosor, también suministrada por le empresa Dipromedicos.



*Figura 89 Zona de corte a nivel de la cabeza femoral (subcapital) Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 90 Corte con sierra de cirugía a nivel subcapital Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Realizado este corte (figura 91), Con el cincel de Moore (figura 92) se abre el canal óseo y se establece la dirección de ingreso de la raspa femoral de prueba con iniciador de Hoobs (figura 93).



*Figura 91 Corte a nivel del cuello femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*



*Figura 92 Cincel de Thompson para abertura de canal femoral Fuente: Laboratorio  
Dipromedicos*



*Figura 93 Uso de iniciador manual para reemplazo articular, para ubicar completamente el canal femoral Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Con el canal femoral abierto (figura 94) se procede a pasar las raspas femorales de prueba desde la de menor volumen en este caso la raspa doble 00 hasta la raspa número 2, esto con el fin de que las raspas retiren el hueso trabecular y darle la forma a la prótesis y espacio al cemento (figura 95)



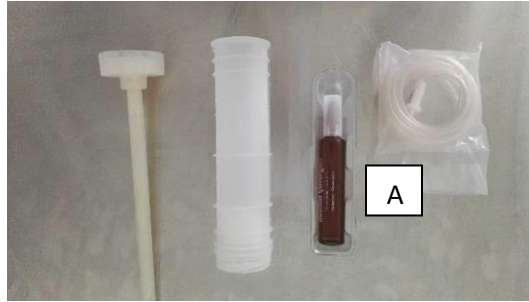
*Figura 94 Visualización del canal femoral ya abierto Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 95 Introducción de raspas femorales Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Con el canal femoral abierto y con la forma preestablecida simulando un hueso receptor de una prótesis cementada de cadera, se procede a la preparación de cemento quirúrgico realizando el paso a paso que sugiere el proveedor del cemento.

En la técnica actual o a cielo abierto, se procede a mezclar el cemento quirúrgico dentro de un tubo de plástico (jeringa de cemento o inyector) (figura 96-A), dentro de él se realiza la mezcla del Polimetilmetacrilato (polvo) y Metilmetacrilato (liquido) (figura 97). Aquella mezcla se realiza con la posibilidad de que el aire de la sala de cirugía entre en la mezcla, genere poros en la misma y algunas zonas se han más propensa a fracturarse.



*Figura 96 Pistola de cemento con cemento quirúrgico Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 97 Mezcla de Polimetilmetacrilto y monómero de Metilmetacrilato (PMMA)*

*Fuente: Laboratorio Dipromedicos*

En esta etapa se comienza a mezclar el sistema, sin previa salida de aire (cielo abierto) es la técnica que actualmente se usa en Colombia, lo cual evidentemente no garantiza unas características mecánicas óptimas de cemento, ya que la distribución y tamaño del poro no pueden ser controlados.

Cuando la mezcla es visiblemente homogénea, la jeringa se embala en la pistola de cemento (figura 98) y se libera dentro del canal femoral del espécimen de cerdo (figura 99-100), para rellenar dicho canal.



*Figura 98 Introducción del cemento en la jeringa, para posterior relleno del canal femoral*

*Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*



*Figura 99 Relleno de canal femoral con cemento quirúrgico (técnica a cielo abierto)*

*Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



*Figura 100 Llenado de canal femoral con cemento quirúrgico PMMA Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

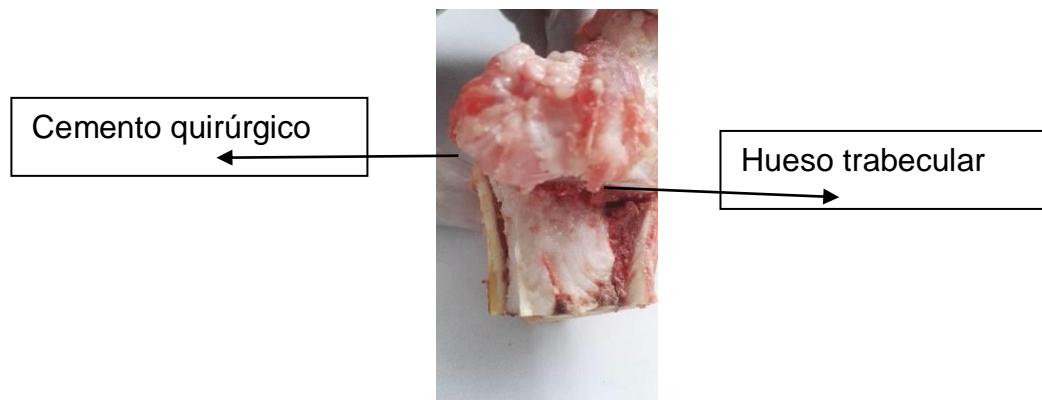
Tras el llenado del canal femoral, se retira el embudo lentamente hacia afuera y asegurándose que el cemento este en la viscosidad deseada y sobre salga por el orificio de entrada (figura 101).



*Figura 101 Cemento quirúrgico fraguado pasado 10 min Fuente: Laboratorio Dipromedicos*



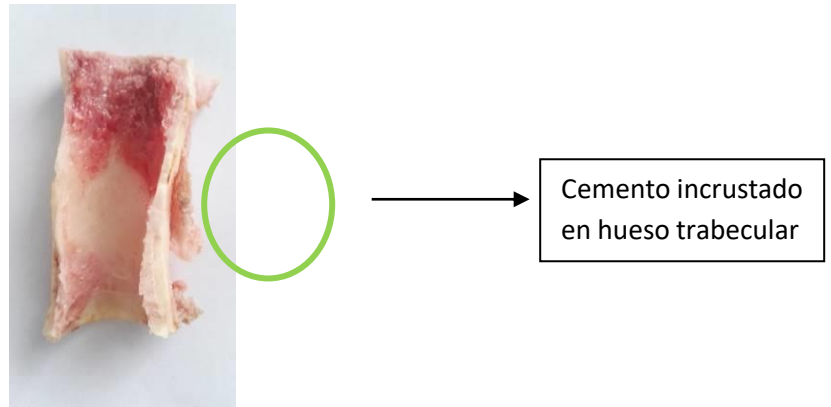
Una vez fraguado el cemento dentro del canal femoral, se usa la sierra de cirugía para cortar las piezas de cemento en su porción distal, y con mucho cuidado retirar el hueso trabecular de alrededor (figura 102), teniendo sumo cuidado en no tocar el cemento con la sierra, ya que esto podría sesgar la muestra al introducir superficies topológicas anormales (rayones) que podrían confundirse con un precario llenado del canal femoral o con seudoburbujas.



*Figura 102 Corte longitudinal de la muestra y posterior disección de bordes Fuente:*

*Laboratorio Dipromedicos.*

La muestra es abierta longitudinalmente (figura 103) para observar la incrustación de cemento (PMMA) dentro de la trabécula ósea del espécimen.



*Figura 103 Corte longitudinal de porción diafisiaria de hueso, obsérvese la incrustación del cemento Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

Cada muestra de cemento es retirada con el mismo protocolo, logrando tomar seis (6) muestras por fémur de cerdo (figura 104-105).



*Figura 104 Muestra retirada de su lecho óseo Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*



*Figura 105 Otras muestras retiradas del lecho óseo Fuente: Laboratorio Dipromedicos*

Cuando se retira el hueso alrededor de las muestras, se limpia con agua y se deja listo para un posterior corte en láser, ya que hacerlo con la sierra, sesga la muestra al no poder diferenciar que es poro o que es ralladura de la sierra (figura 106).



*Figura 106 Corte de la muestra por sierra, observe como la muestra queda lacerada e inservible para procesamiento de imagen en Matlab Fuente: Laboratorio Dipromedicos.*

#### 9.4.4 Diseño Metodológico Para Tratamiento De Muestras

Cada muestra se dividió en dos grandes grupos:

- a. Fémur de cerdo con mezcla a cielo abierto C.A
- b. Fémur de cerdo con mezcla a vacío prototipo. VAC

*Tabla 9 Matriz de zonas de muestra vs técnica*

	FEMUR CON MEZCLA A CIELO ABIERTO C.A	FEMUR CON MEZCLA A VACIO PROTOTIPO VAC
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>		
<b>METAFISIS 1</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>METAFISIS 2</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>DIAFISIS 1</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>DIAFISIS 2</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>DIAFISIS DISTAL 1</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>DIAFISIS DISTAL 2</b>	<b>10</b>	<b>10</b>
<b>TOTAL</b>	<b>60</b>	<b>60</b>

*Fuente: Autor.*

Para cada grupo se midieron los siguientes parámetros:

- Número de poros en muestra a cielo abierto
- Número de poros en muestra a vacío
- Diámetro de poros en muestra a cielo abierto
- Diámetro de poros en muestra a vacío

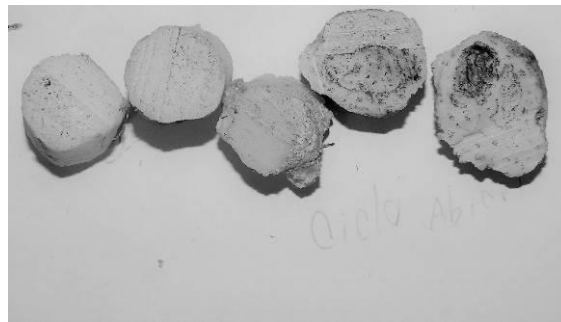
Cada espécimen alimenta una matriz de datos (Tabla 11) donde se recogen las variables de interés procesadas por algoritmo de Matlab.-

*Tabla 10 Matriz de variables de determinar*

	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	PRUEBA DE T-STUDENT DOBLE COLA	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	PRUEBA DE T-STUDENT DOBLE COLA	DIAMETRO DEL MAX PORO	PRUEBA DE T-STUDENT DOBLE COLA	DIAMETRO DEL MIN PORO	PRUEBA DE T-STUDENT DOBLE COLA	PORCENTAJ E DE POROSIDAD CRITICA >
ZONA DE LA MUESTRA									
METAFISIS 1									
METAFISIS 2									
DIAFISIS 1									
DIAFISIS 2									
DIAFISIS DISTAL 1									
DIAFISIS DISTA 2									
TOTAL									

*Fuente: Autor*

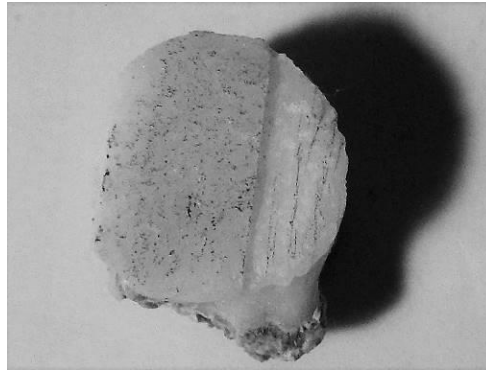
Una vez definidas las zonas y los parámetros de evaluación, se decide tomar foto de cada muestra a una altura normal al plano de 10 cm, las fotos se toman con una cámara profesional de fotografía FUJIFILM FINEPIX SL1000, con adecuada luz y fondo en una hoja blanca (Figura 107).



*Figura 107 Muestras de cemento pre procesamiento Matlab Fuente: Autor*

Para poder segmentar los poros análogamente, se decide pasar cada una de las muestras por un grano de fino de grafito de 0.003m cúbicos de volumen, este polvo fino se deposita a una altura normal a la muestra de 5 cm. El polvo fino de grafito cae sobre la superficie y se espera 1

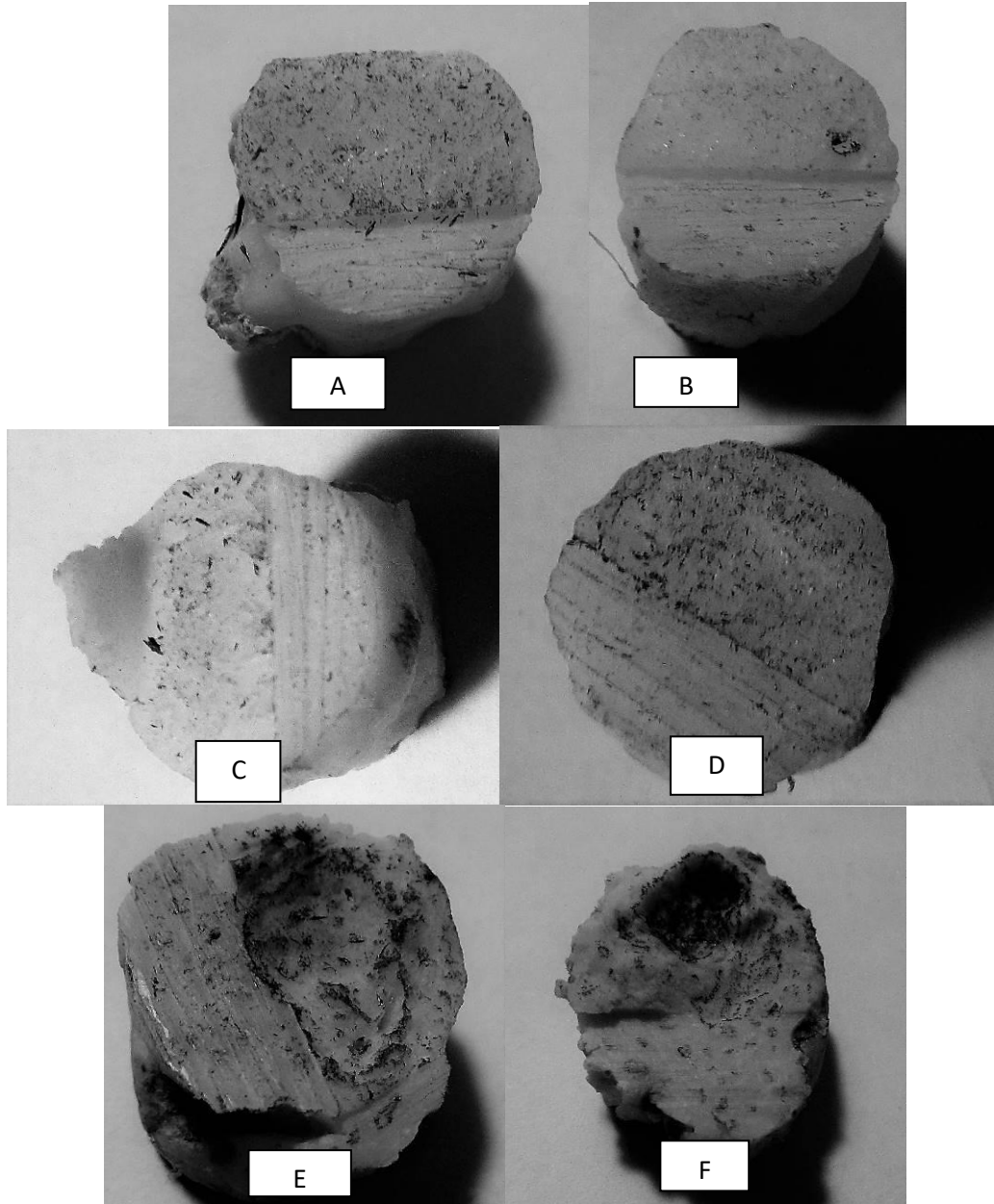
min para retirar el exceso (en dos tiempos) con un pincel plano (sombreador de fibra de tejen) el cual se utiliza en diseño de rostros para darle los matices de brillo a las pinturas realistas.



*Figura 108 Muestra de cemento C.A con capa de grafito para segmentación manual de los poros fotografía en FUJIFILM FINEPIX SL1000 Fuente: Autor*

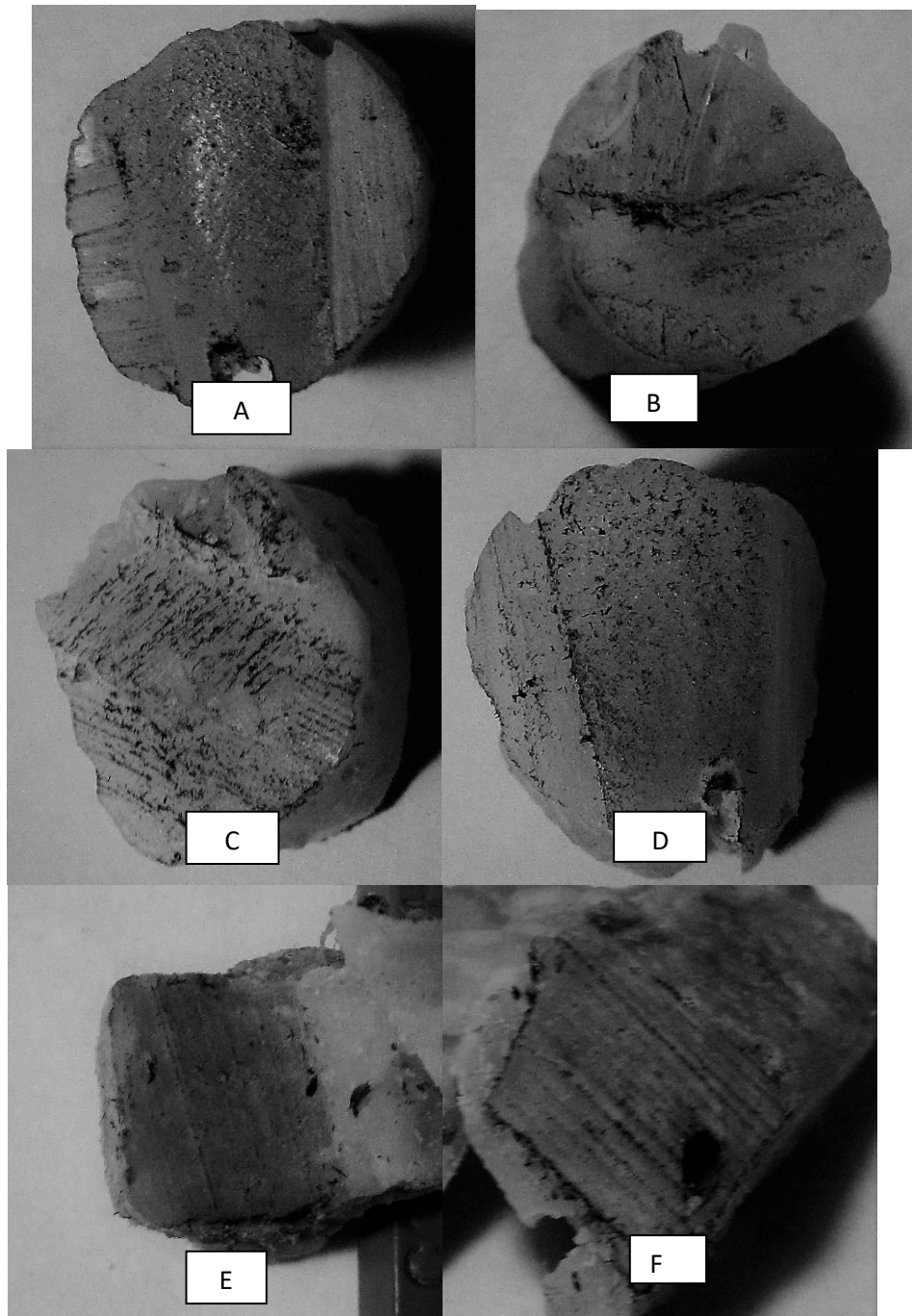
Cuando las 120 muestras están listas (cubiertas de polvo fino de grafito) se etiquetaron dependiendo de la zona de la que fue extraída (metafisis 1.-2, diáfisis 1-2...) del espécimen (fémur 1, 2,3... 50), y del método de mezclado, para su posterior análisis numérico en el software código de programación realizado en MATLAB MATHWORKS.

#### 9.4.5 Etiquetado de las muestras de mezclado a cielo abierto C.A en Matlab



*Figura 109 Muestra de PMMA a cielo abierto C.A A) Metafisis 1 B) Metafisis 2, C) Diáfisis 1, D) Diáfisis 2, E) Diáfisis distal 1, F) Diáfisis distal Fuente: Autor*

#### 9.4.6 Etiquetado De Muestras Mezcladas A Vacío En Matlab



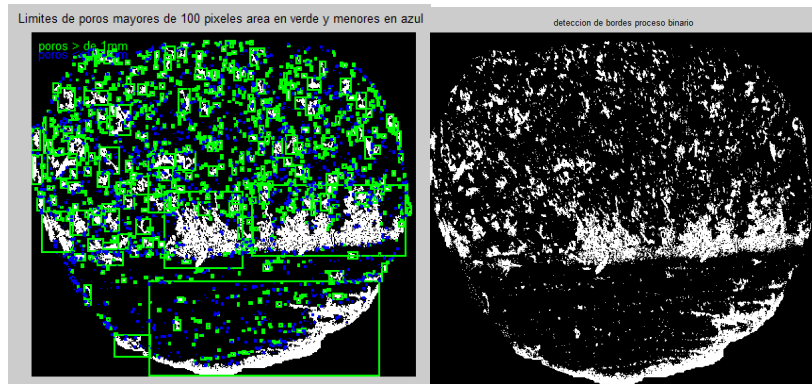
*Figura 110 Muestra de PMMA a vacío prototipo VAC) Metafisis 1 B) Metafisis 2, C)*

*Diáfisis 1, D) Diáfisis 2 ,E) Diáfisis distal 1, F) Diáfisis distal Fuente: Autor*



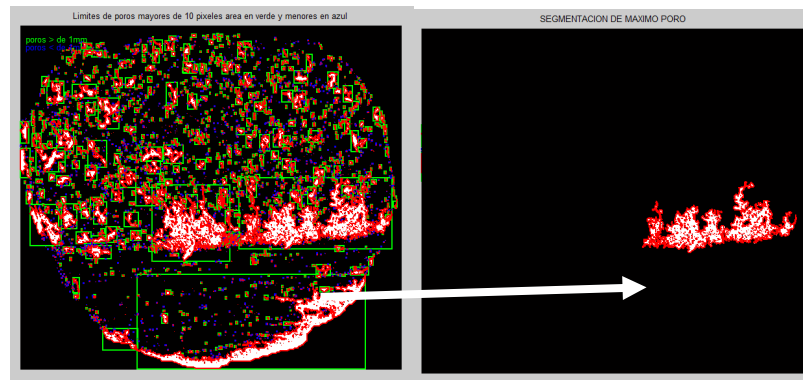
#### 9.4.7 Algoritmo para la detección de poros, bajo muestras procesadas a cielo abierto C.A

Las imágenes de las muestras de cemento a cielo abierto C.A son procesadas por el código previamente expuesto, se inicia con las muestras más proximales del espécimen, en este caso las de Metafisis uno (Figura 111)



*Figura 111 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 1 a cielo abierto C.A*

*Fuente: Autor*

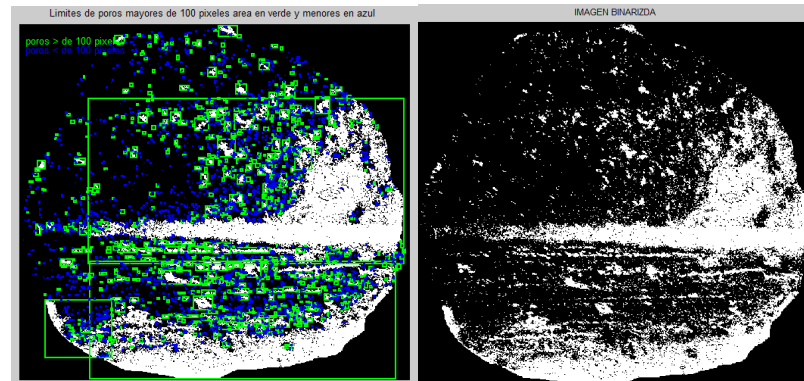


*Figura 112 Continuidad importante de porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor*

Una vez procesada cada imagen, el programa entrega la información en una matriz, con la cuantificación de las variables de interés. Esto se realiza con cada una de las muestras de cielo abierto C.A

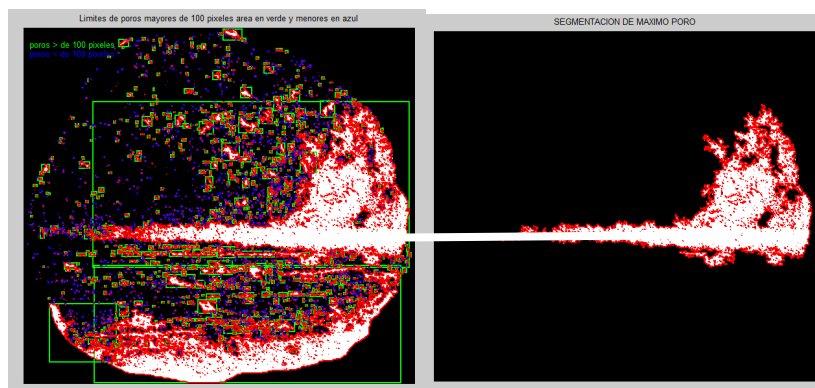
*Tabla 11 Cuantificación de poros en metafisis 1 muestra a cielo abierto C.A*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
<b>METAFISIS 1 unidades pixels</b>	3431	1041	2325	33083	10	2	30	1	12	2.34	1.55



*Figura 113 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 2 a cielo abierto C.A*

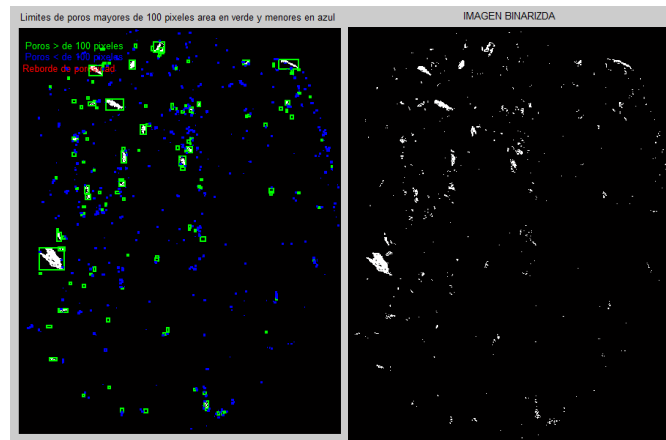
*Fuente: Autor*



*Figura 114 Continuidad importante de porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor*

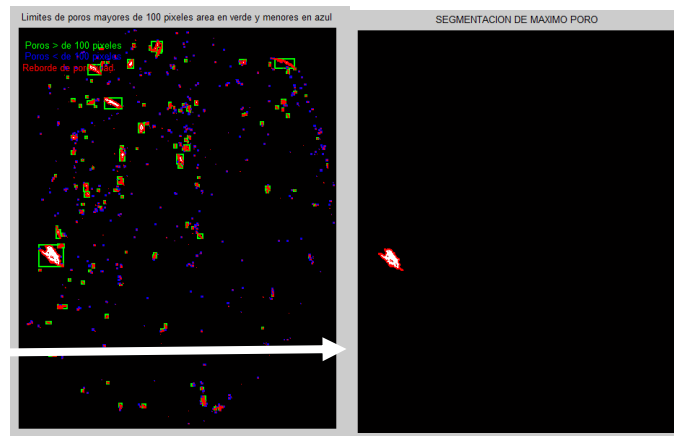
*Tabla 12 Cuantificación de poros en metafisis 2, muestra a cielo abierto C.A*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
<b>METAFISIS 2 unidades pixeles</b>	3825	794	2949	91125	10	3	21	1	11	2.3513	4.018



*Figura 115 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis 1 a cielo abierto C.A*

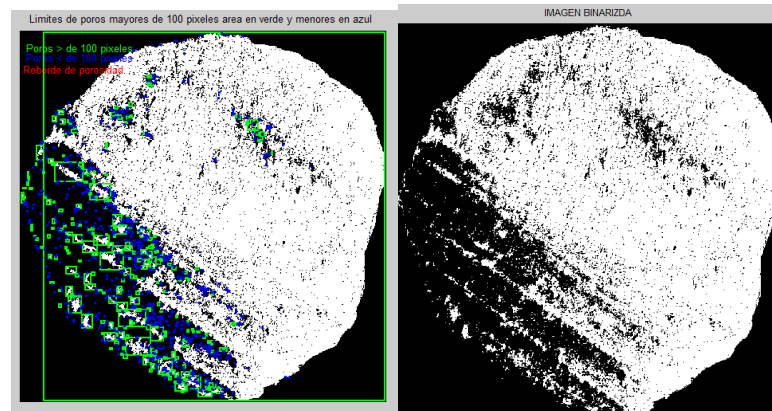
*Fuente: Autor*



*Figura 116 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor*

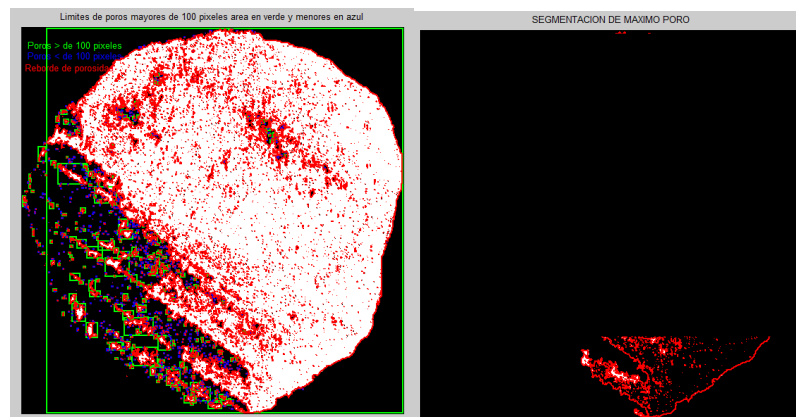
*Tabla 13 Cuantificación de poros en Diáfisis, muestra a cielo abierto C.A*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
<b>DIÁFISIS 1 unidades píxeles</b>	662	116	532	1290	1	2	19	1	11	2.148	129.8781



*Figura 117 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis 2 a cielo abierto C.A*

*Fuente: Autor*

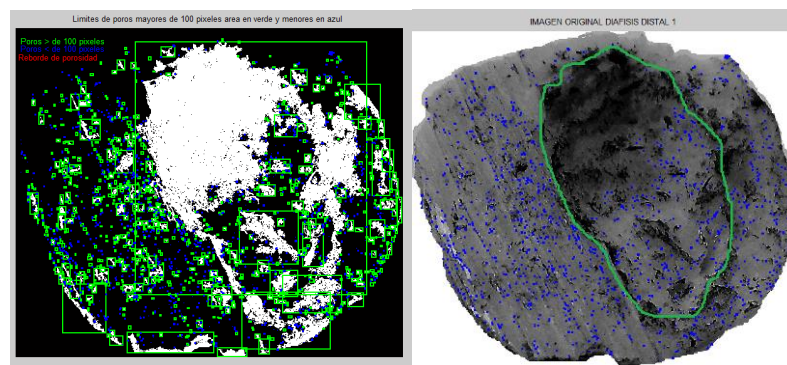


*Figura 118 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor*

El cuadro verde que se ve en la imagen izq. de la (Figura 118) es excluido de toda estadística, al ser evidentemente un sesgo ya que l programación está asumiendo que toda la imagen es un poro, lo que evidentemente es un error.

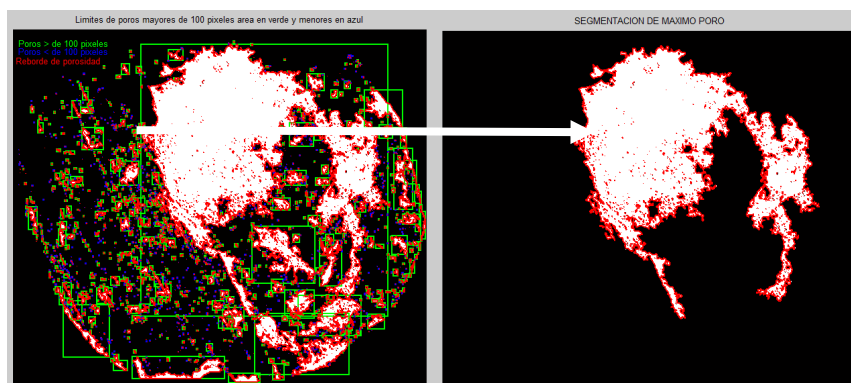
*Tabla 14 Cuantificación de poros en Diáfisis 2, muestra a cielo abierto C.A*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
DIAFISIS 2 unidades pixeles	1254	229	1000	1056	4	2	70.71	1	13	2.2517	2.1135



*Figura 119 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 1 a cielo abierto*

*C.A Fuente: Autor*



*Figura 120 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor*

En la muestra de diáfisis distal 1 se observa una extensión masiva de porosidad que ocupa casi el 50 % de la muestra en su plano bidimensional.

Tabla 15 Cuantificación de poros en Diáfisis distal 1, muestra a cielo abierto C.A

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
DIÁFISIS DISTAL 1 unidades pixeles	3431	780	1552	245678	5	2.5	26	1	12	2.3464	8.8315

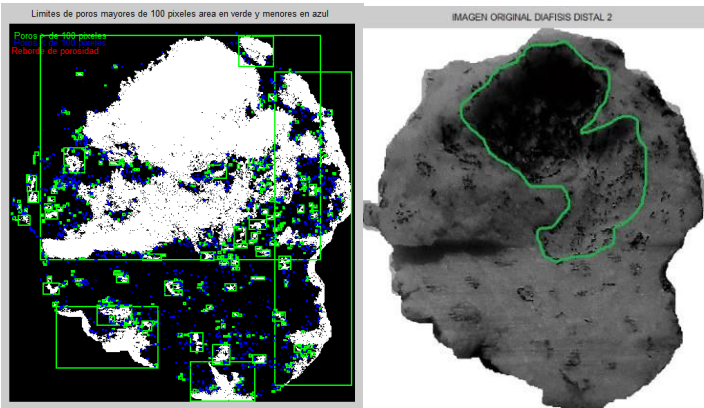


Figura 121 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 2 a cielo abierto

C.A Fuente: Autor

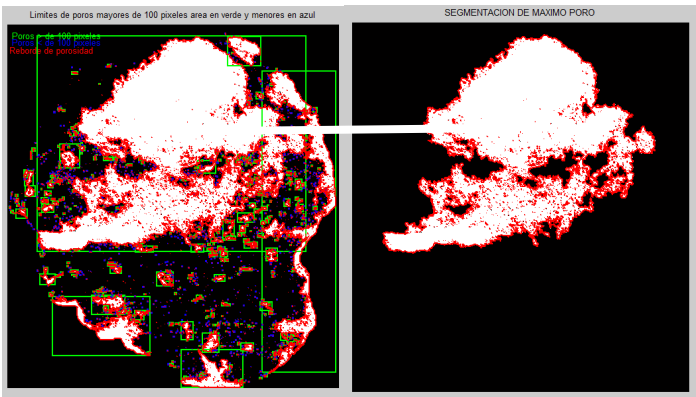


Figura 122 Máxima porosidad detectada por Matlab Fuente: Autor

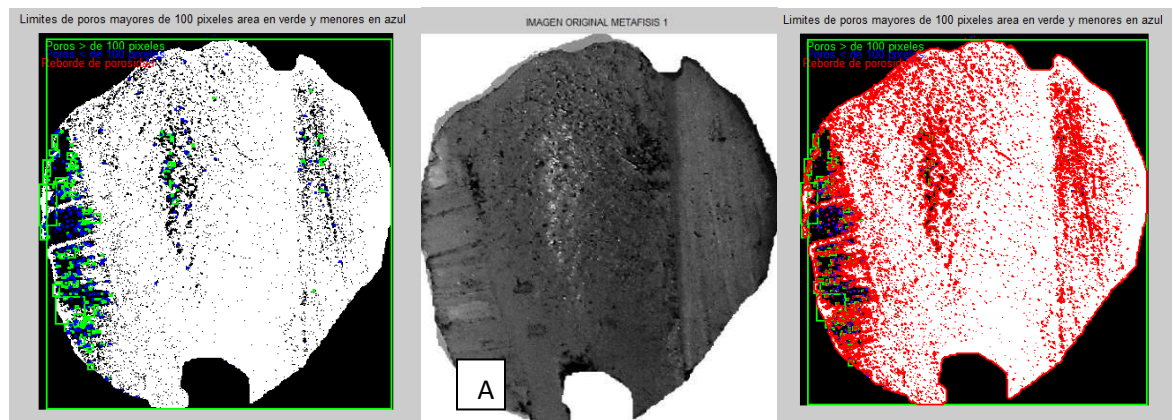
En la muestra de diáfisis distal 2 se observa una extensión grande de porosidad que ocupa casi el 40 % de la muestra en su plano bidimensional.

*Tabla 16 Cuantificación de poros en Diáfisis distal 2, muestra a cielo abierto C.A*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 100 PÍXELES	NUMERO DE POROS MENORES DE 100 PÍXELES	AREA DEL MAX PORO ( PÍXELES)	AREA MINIMA DE PORO	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDA	
						POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES	POROS MENORES	POROS MAYORES
<b>DIAFISIS DISTAL 2 unidades pixeles</b>	2490	455	2035	388646	2	2	23	1	11	2.2248	1.8421

#### 9.4.8 Algoritmo para la detección de poros, bajo muestras procesadas a vacío VAC

Las imágenes de las muestras de cemento a vacío VAC , que son producto del uso del prototipo son procesadas por el código previamente expuesto, se inicia con las muestras más proximales de la muestra en este caso las de Metafisis uno ( Figura123)



*Figura 123 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 1ª vacío VAC Fuente:*

*Autor*

El cuadro verde de gran extensión (Figura 123, A) es retirado de la estadística, porque evidentemente el programa cuenta como un solo poro por la extensión excesiva de blanco que se ve en la imagen.



Una vez procesada cada imagen, el programa entrega una información, en presentación de matriz, con la cuantificación de las variables de interés. Esto se realiza con cada una de las muestras de mezcla a vacío VAC

Tabla 17 Cuantificación de poros en metafisis 1 muestra de mezclado VAC (Prototipo)

		TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	AREA DEL MAX PORO	AREA DEL MIN PORO	PORCENTAJE DE POROSIDAD CRITICA > 1.2MM	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDAR	
								poros menoes	poros mayores	poros menores	poros mayores	poros menores	poros mayores
MEZCLADO A VACIO VAC													
METAFISIS 1 unidades	pixeles	711	191	518	400	10	2	3	21	1	11	2.413	6.736

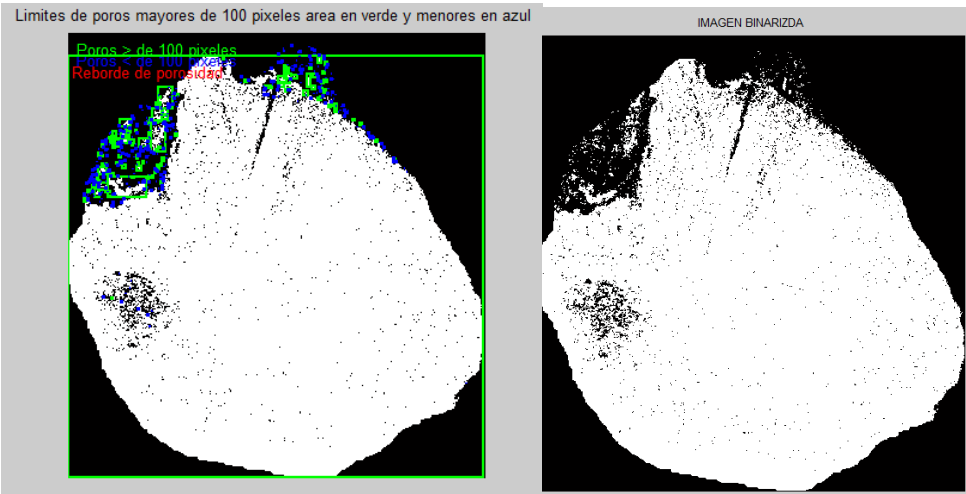


Figura 124 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Metafisis 2 a vacío VAC Fuente:

Autor

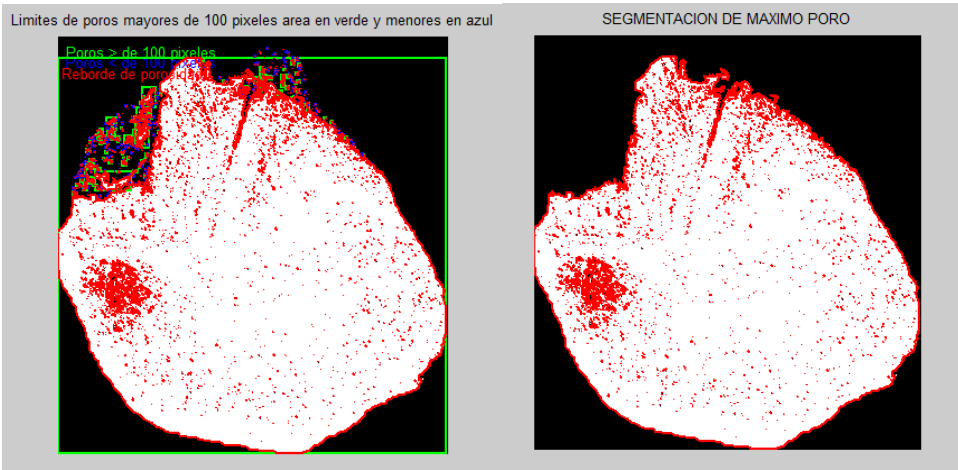


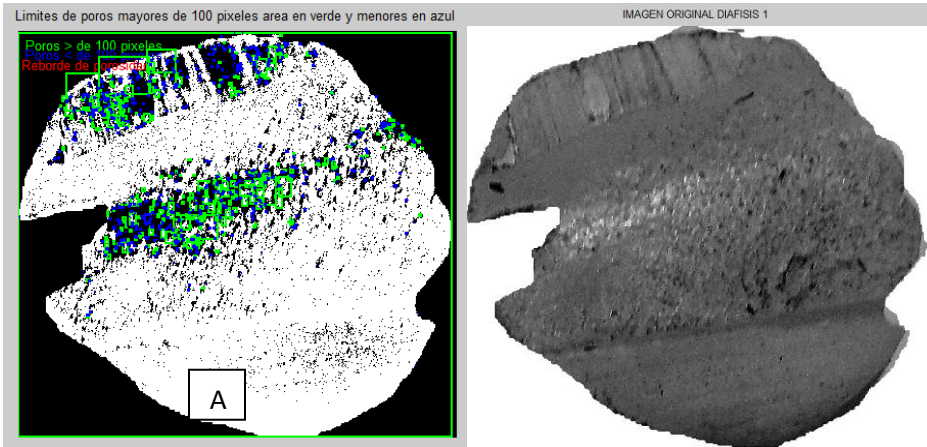
Figura 125 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestra Fuente: Autor



El cuadro verde de gran extensión es retirado de la estadística, porque evidentemente el programa cuenta como un solo poro por la extensión excesiva de blanco que se ve en la imagen de la izquierda de la figura 125.

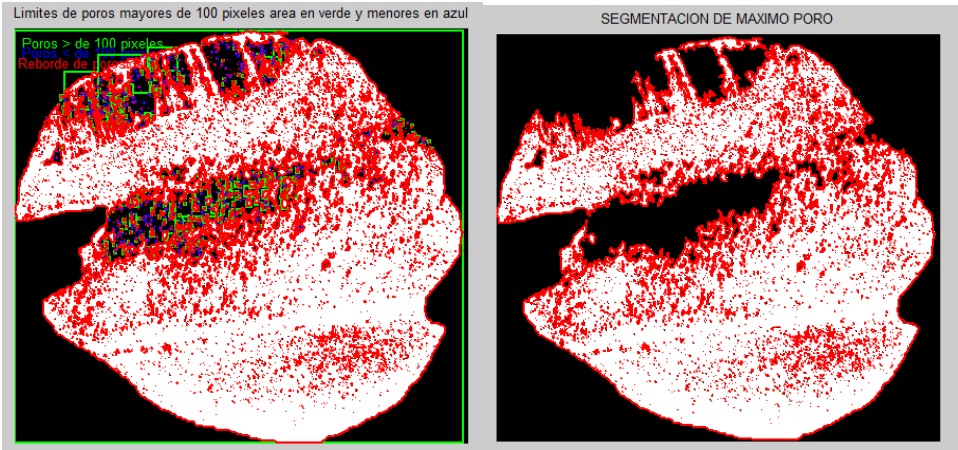
*Tabla 18 Cuantificación de poros en metafisis 2, muestra de mezclado VAC (Prototipo)*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	AREA DEL MAX PORO	AREA DEL MIN PORO	PORCENTAJE DE POROSIDAD CRITICA > 1.2MM	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDAR	
							poros menoes	poros mayores	poros menoes	poros mayores	poros menoes	poros mayores
MEZCLADO A VACIO VAC												
METAFISIS 2 unidades pixeles	530	110	420	1300	10	2	3	21	1	14	2.342	7.253



*Figura 126 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 1 a vacío VAC*

*Fuente: Autor*

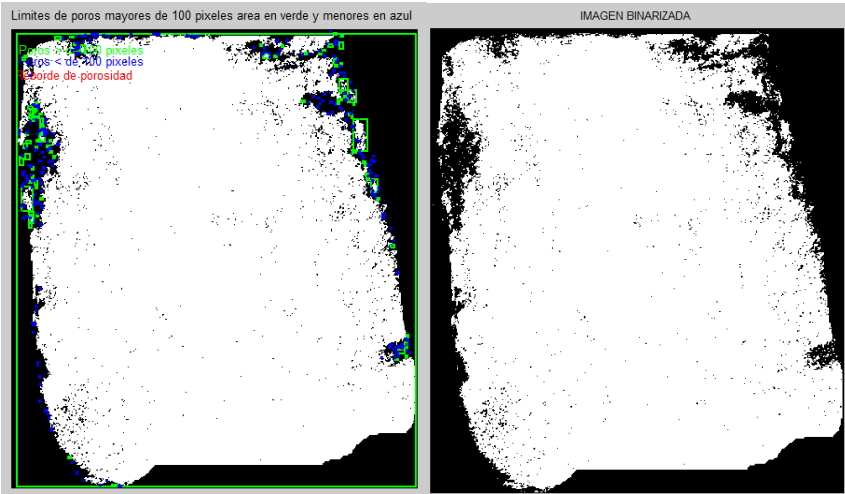


*Figura 127 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestras Fuente: Autor*

El cuadro verde de gran extensión (Figura 126, A) es retirado de la estadística, porque evidentemente el programa cuenta como un solo poro por la extensión excesiva de blanco que se ve en la imagen.

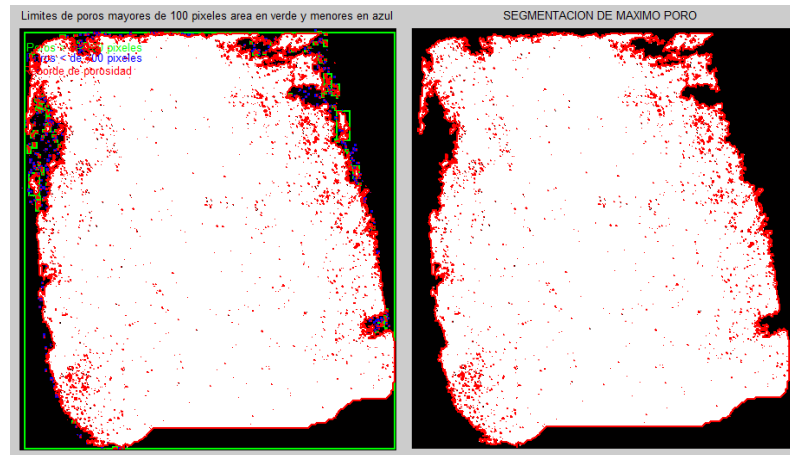
*Tabla 19 Cuantificación de poros en Diáfisis 1, muestra de mezclado VAC (Prototipo)*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	AREA DEL MAX PORO	AREA DEL MIN PORO	PORCENTAJE DE POROSIDAD CRITICA > 1.2MM	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDAR	
							poros menoes	poros mayores	poros menores	poros mayores	poros menores	poros mayores
MEZCLADO A VACIO VAC												
DIAFISIS 1 unidades pixeles	1329	388	939	1300	357	6	3	19	1	12	2.395	4.537



*Figura 128 Procesamiento de imágenes, de la muestra de Diáfisis Distal 2 a vacío VAC*

*Fuente: Autor*



*Figura 129 Máxima porosidad detectada por Matlab en muestras Fuente: Autor*

*Tabla 20 Cuantificación de poros en Diáfisis 2, muestra de mezclado VAC (Prototipo)*

	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	AREA DEL MAX PORO	AREA DEL MIN PORO	PORCENTAJE DE POROSIDAD CRITICA > 1.2MM	PROMEDIO		MODA		DESVIACION ESTANDAR	
							poros menoes	poros mayores	poros menoes	poros mayores	poros menoes	poros mayores
MEZCLADO A VACIO VAC												
DIAFISIS 2 unidades pixeles	417	85	330	689	208	3	3	17	1	11	2.561	7.224

Para visualizar todos los resultados y tabulaciones de las muestras puede dirigirse al ANEXO D

#### 9.4.9 Prueba de t-student

Se realiza un prueba t-student a dos colas, ya que se considera muestras menores de 50 unidades, con una distribución normal e independiente, y una desviación estándar desigual, con el fin de observar si cada una de las zonas en las diferentes muestras (C.A/VAC) tiene diferencias estadísticamente significativas dependiendo del método de mezclado, se establece un

índice de confianza del (IC 95%) y un nivel de sensibilidad del 0.05%, admitiendo diferencias estadísticamente relevantes por debajo de este valor umbral.

Se usa la opción de prueba de t-student de la plataforma Excel 2013.

## 10. Resultados

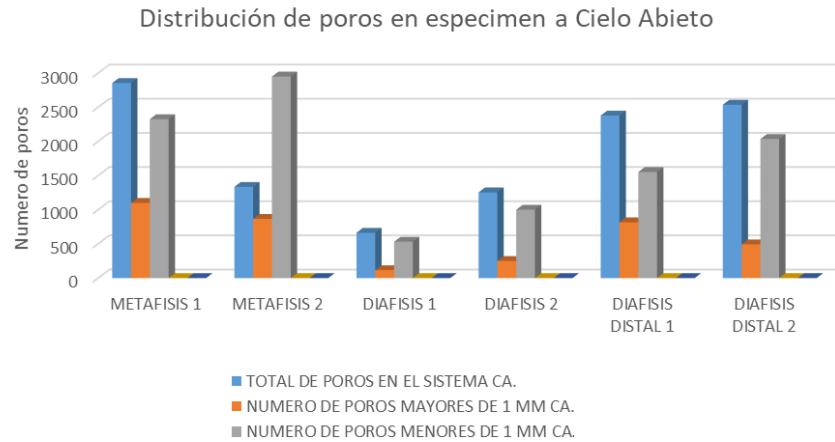
### 10.1 Tabulación De Resultados

*Tabla 21 Resultados de la medición de variables de interés.*

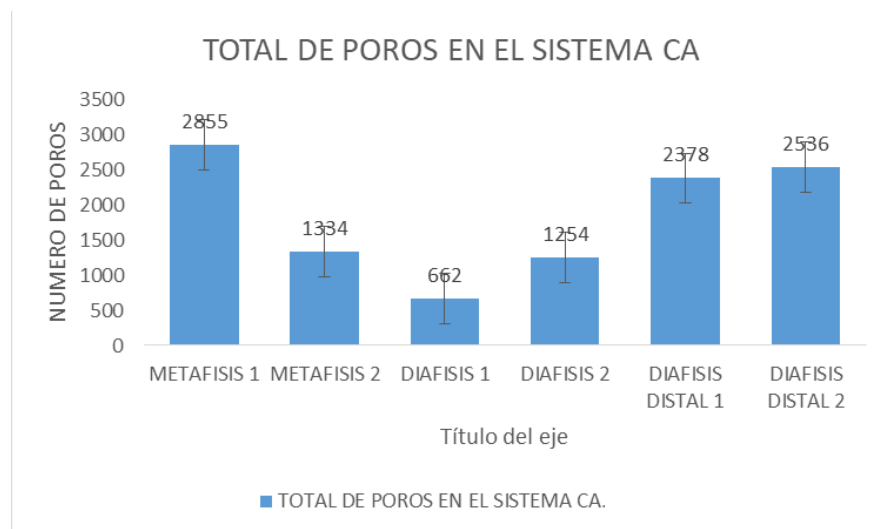
	TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA	NUMERO DE POROS MAYORES DE 1 MM	NUMERO DE POROS MENORES DE 1 MM	DIAMETRO DEL MAX PORO	DIAMETRO DEL MIN PORO
	CA./VAC	CA./VAC	CA./VAC	CA./VAC	CA./VAC
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>					
<b>METAFISIS 1</b>	2855/1227	1100/191	2325/518	1.4mm/1mm	0.6mm/0.6mm
<b>METAFISIS 2</b>	1334/530	866/110	2949/420	1.44mm/0.97mm	0.3mm/0.6
<b>DIAFISIS 1</b>	662/1329	115/388	532/939	7.74mm/0.92mm	0.6mm/0.54mm
<b>DIAFISIS 2</b>	1254/417	250/85	1000/330	1.2mm/0.915mm	0.54mm/0.8mm
<b>DIAFISIS DISTAL 1</b>	2378/19	816/5	1552/14	14mm/0.75mm	0.6mm/0.3mm
<b>DIAFISIS DISTAL 2</b>	2536/1815	493/342	2035/1223	13.5mm/1.1mm	0.9mm/0.3mm
<b>TOTAL</b>	14086/4821	3463/ 1121	10393/ 3444	N/A	N/A
<b>PROMOEDIO</b>	2348/803.5	569.2/186	1732/574	1.57mm/0.9mm	0.59mm/0.52mm

*Fuente: Autor*

### 10.2 Análisis de resultados muestras a cielo abierto C.A

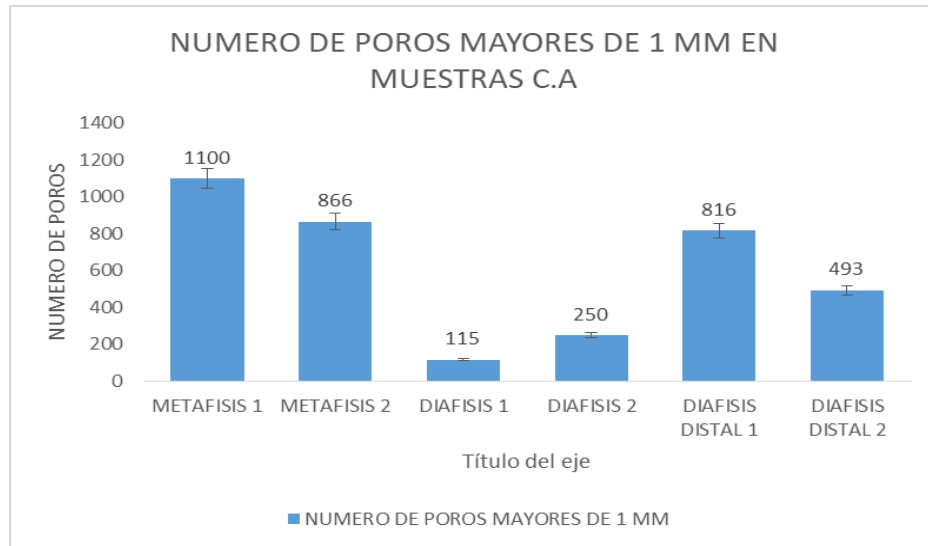


*Figura 130 Distribución de poros en zonas de muestra a cielo abierto Fuente: Autor*



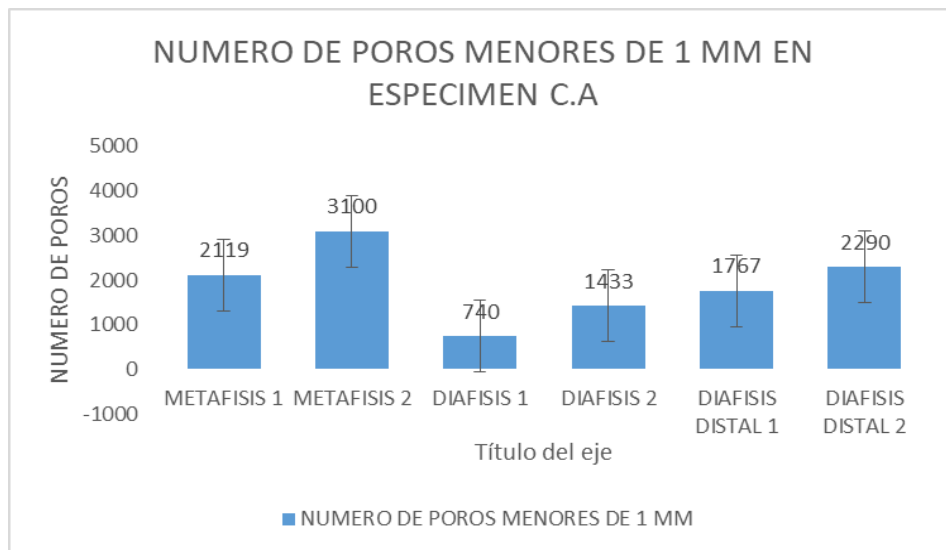
*Figura 131 Total de poros en el sistema a cielo abierto Fuente: Autor*

En (Figura 131) se observa que la zona de muestra METAFISIS 1 y DIAFISIS DISTAL 2 tiene el mayor número de porosidad a diferencia de la zona DIAFISIS 1 y DIAFISIS 2 el cual tiene la menor cantidad de poros.



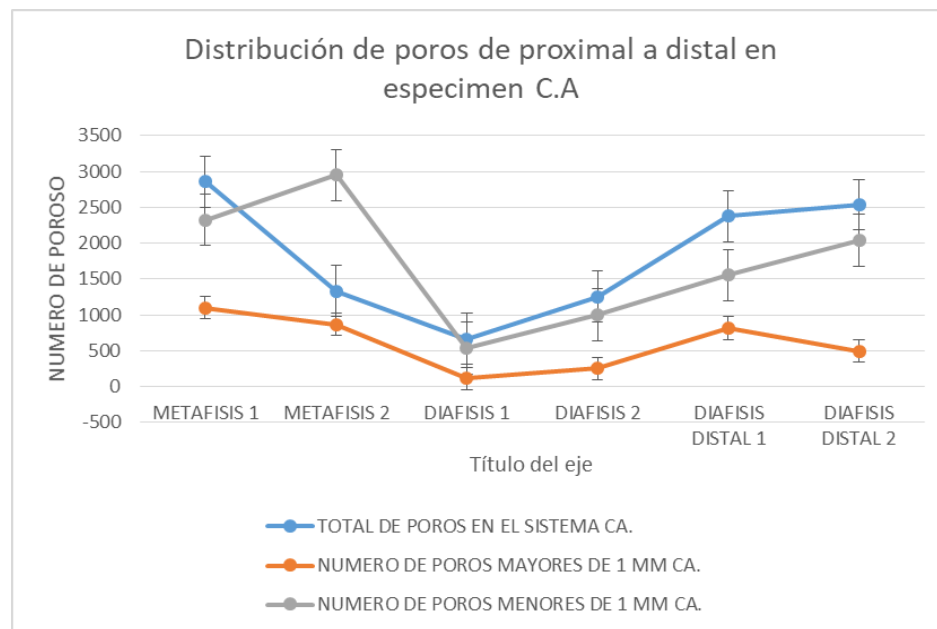
*Figura 132 Número de poros mayores de 1mm “cielo abierto” Fuente: Autor*

Más de 30% de poros mayores de 1mm se concentran en la METAFISIS 1 y el 23% en la METAFISIS 2



*Figura 133 Número de poros menores de 1mm “cielo abierto” Fuente: Autor*

En la (Figura 133) se observa que más del 27 % de los poros menores de 1mm se concentran en METAFISIS 2 y menos del 7% en la zona DIAFISIS 1.



*Figura 134 Distribución de la frecuencia de poros de proximal a distal en muestras a cielo abierto Fuente: Autor*

En la (Figura 134) se observa como a medida que las muestras descienden de proximal a distal, disminuye la frecuencia de poros, alrededor de 20 % del total, tomando sus valores mínimos cerca de las diáfisis.



10.3 Análisis de resultados muestras a vacío VAC en prototipo

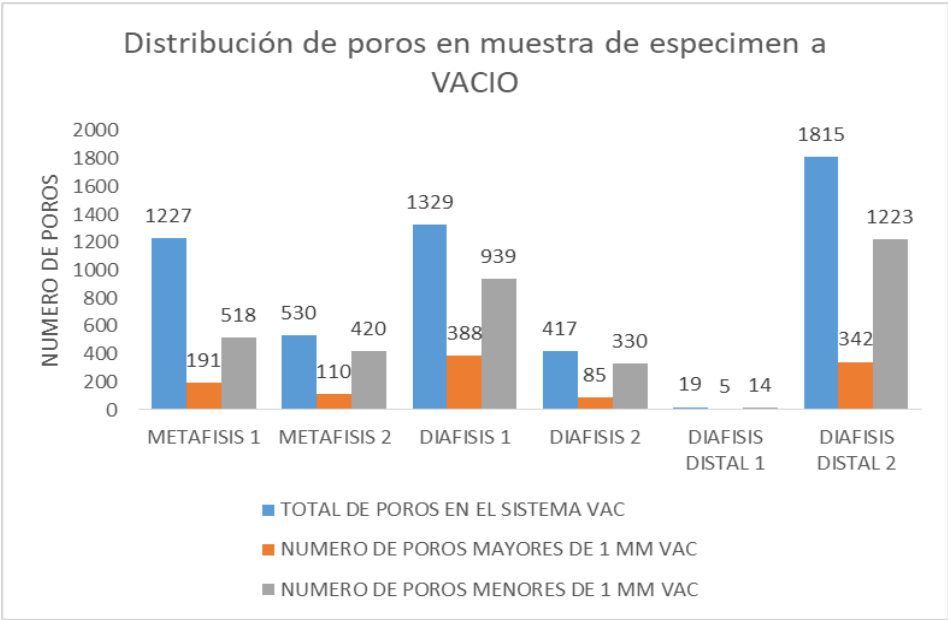


Figura 135 Distribución de poros en zonas de muestras a vacío en prototipo. Fuente: Autor

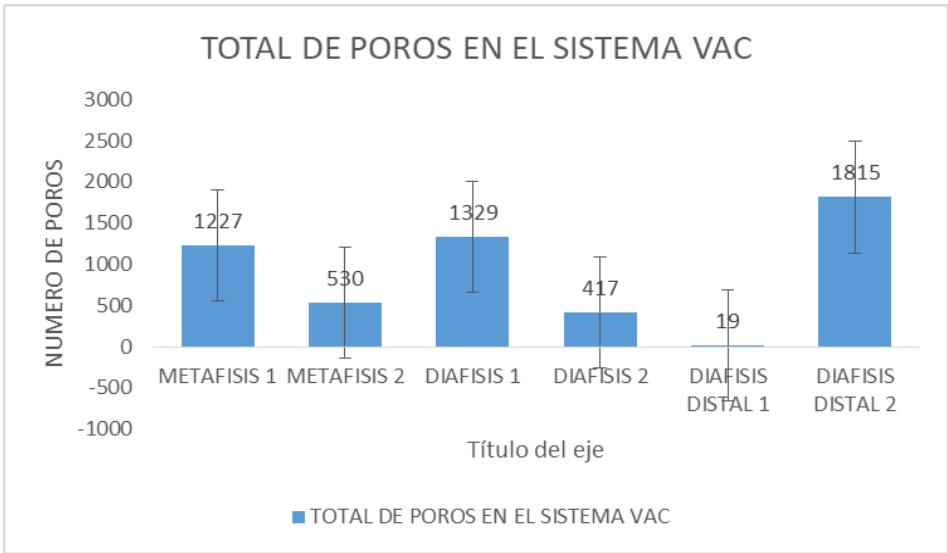
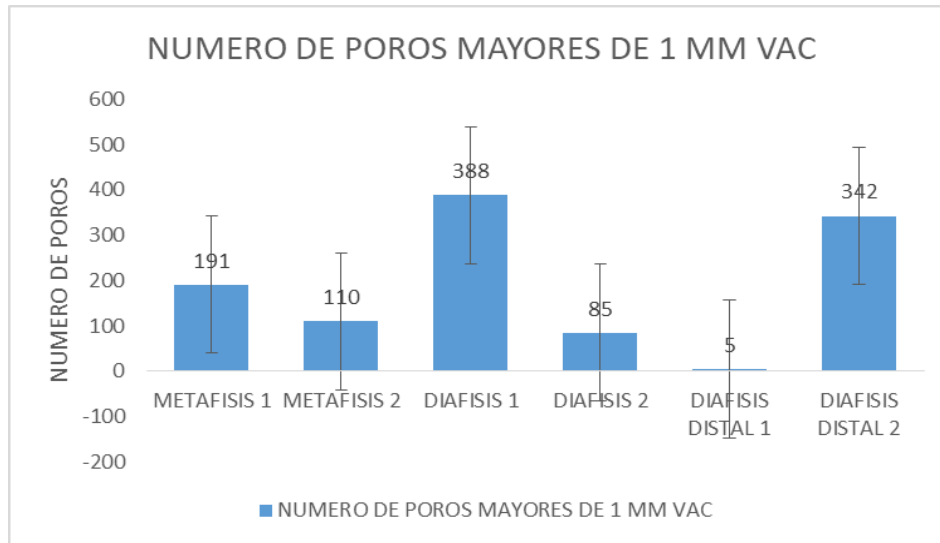


Figura 136 Total de poros en el sistema a vacío prototipo Fuente: Autor

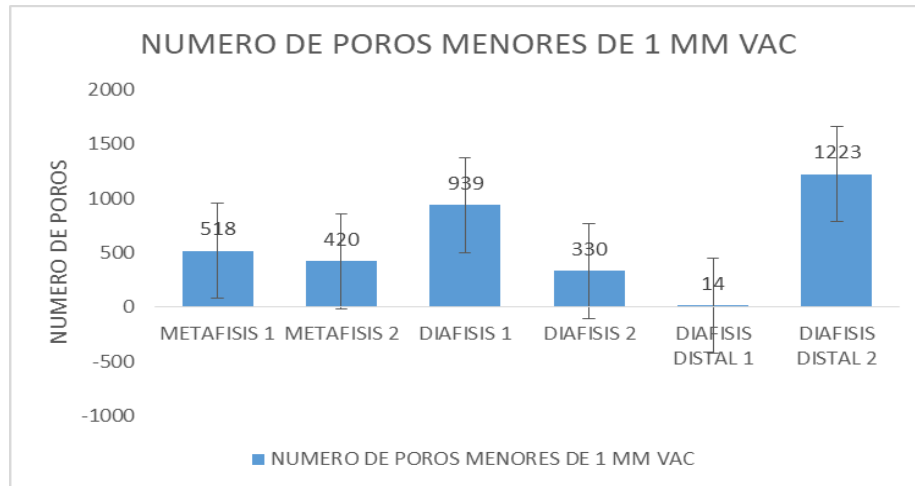
En (Figura 136) A diferencia de las muestras a cielo abierto (Figura 131), las muestras a vacío realizadas en el prototipo dejan ver que en la zona DIAFISIS 1 y DIAFISIS DISTAL 2 se

concentra la mayor frecuencia de porosidad a diferencia de la zona DIAFISIS DISTAL 1 Y DIAFISIS 2 las cuales tiene la menor cantidad de poros.



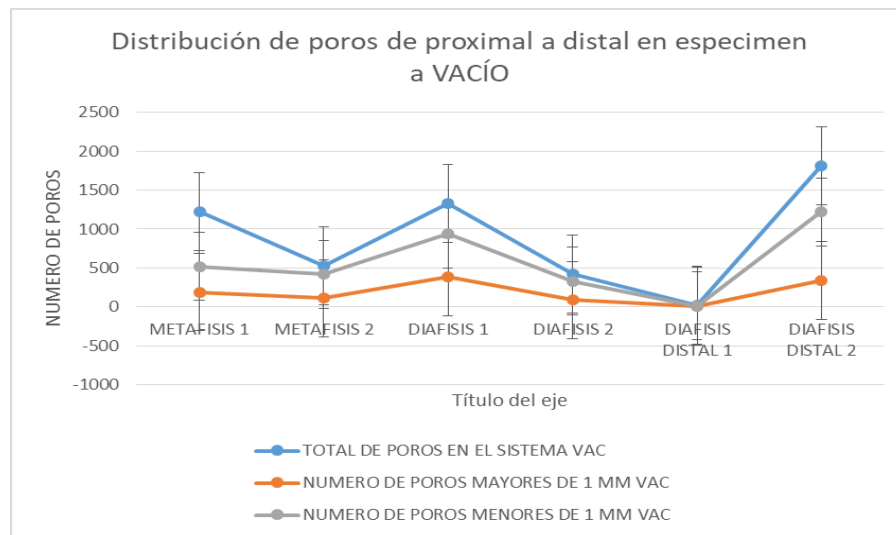
*Figura 137 Número de poros mayores de 1mm en muestras a vacío prototipo Fuente: Autor*

Es importante observar (Figura 137) que las zonas DIAFISIS 1 y DIAFISIS DISTAL 2 poseen la mayor concentración de poros mayores de 1mm, las demás zonas es casi imperceptible, comparado por el área de muestra.



*Figura 138 Número de poros menores de 1mm muestras a vacío Prototipo Fuente: Autor*

Al igual que (Figura 137) las zonas DIAFISIS 1 y DIAFISIS DISTAL 2 (Figura 138) tiene la mayor concentración de poros menores de 1mm, sin embargo las zonas DIAFISIS DISTAL 1 Y DIAFISIS 2 es casi imperceptible la porosidad.

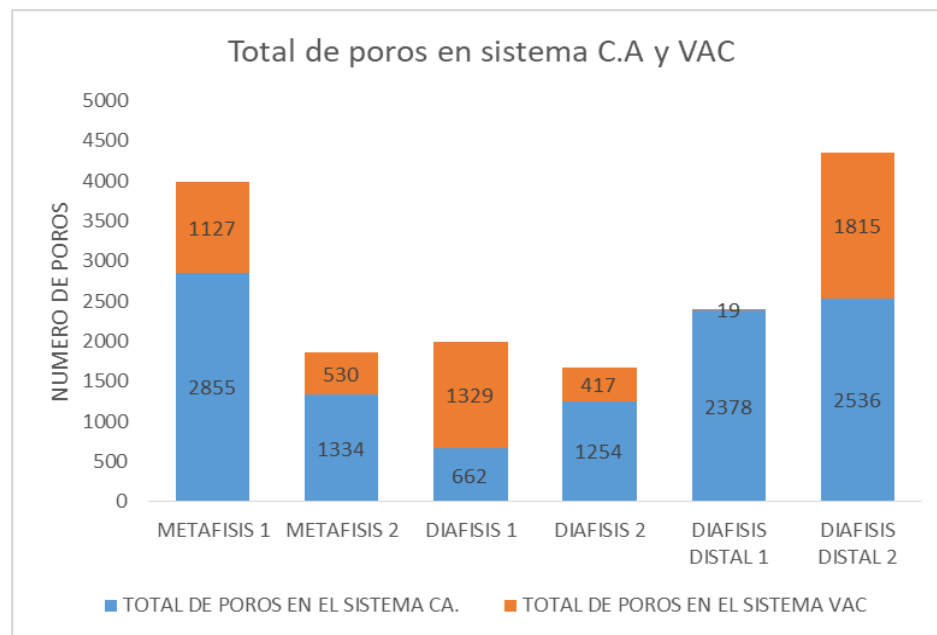


*Figura 139 Distribución de la frecuencia de poros de proximal a distal en muestras a vacío*

*Fuente: Autor*

En (Figura 139) la distribución de poros mayores y menores de 1mm a través del volumen en sentido proximal / distal no es homogéneo, la zona DIAFISIS DISTAL 1, muestran la zona con menos porosidad del sistema mezclado VAC.

De igual manera es posible ver la distribución de poros en función de cada sistema de mezclado y cada zona de muestra (Figura 140).

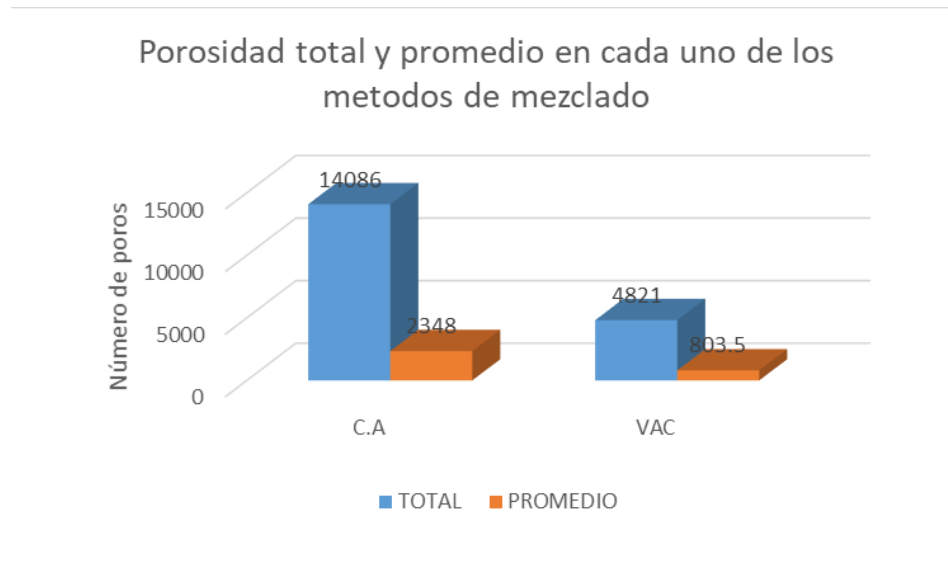


*Figura 140 Distribución de poros en función del proceso de mezclado y la zona de muestra*

*Fuente: Autor.*

En la (Figura 140) es evidente que el mezclado a cielo abierto ( técnica actual) tiene un mayor efecto sobre la porosidad de las muestras, comparado con la mezcla a vacío propuesta por el prototipo, su reducción es de más del 30%, excepto en la diáfisis 1 donde la mezcla a vacío ingreso más poros a la mezcla.

Evaluando estadísticamente la cantidad de poros totales que genera cada uno de los sistemas independientemente de la zona de muestra tenemos en la (Figura 141) una disminución notoria en los poros en función del método de mezclado a vacío VAC.



*Figura 141 Porosidad total y promedio en cada uno de los métodos de mezclado*

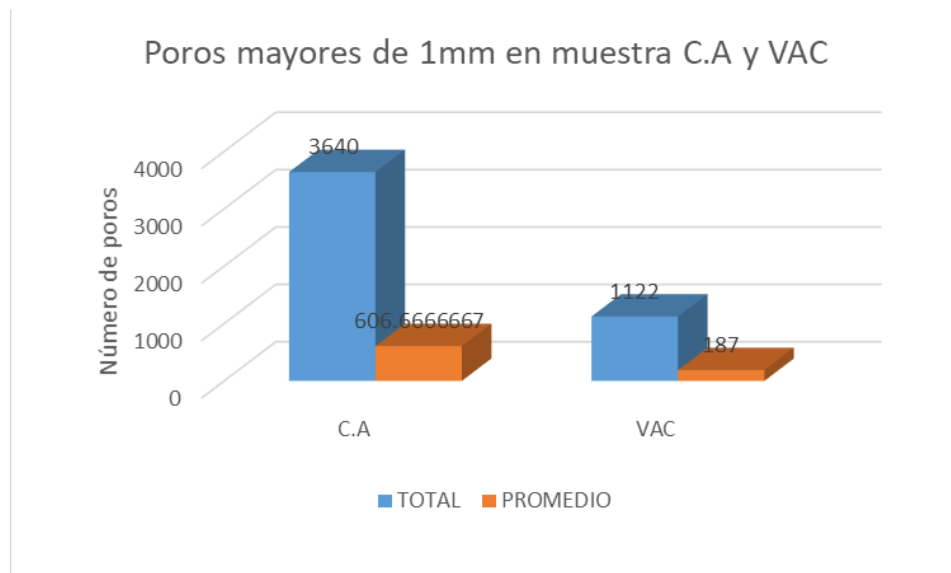
*Tabla 22 Prueba T-Student para el total de poros en muestras CA y VAC*

Prueba t para dos muestras suponiendo varianzas desiguales para el total de poros en los sistemas		
	Muestra a cielo abierto C.A	Muestra a vacío VAC (Prototipo)
Media	2347.896	803.489
Varianza	758225.5	442943.3667
Observaciones	6	6
Diferencia hipotética	0	
Grados de libertad	9	
Estadístico t	2.153775481	
P(T<=t) una cola	0.029834468	
Valor crítico de t (α)	1.833112933	
P(T<=t) dos colas	0.049668936	
Valor crítico de t (α)	2.262157163	

*Fuente: Autor.*

Comparando el número de poros totales en cada una de las muestras, en función del método de mezclado se observa una diferencia estadísticamente significativa de 0.04966 (Tabla 23)

Sumando los poros mayores de 1mm en cada una de las muestras y segmentándolo por el método de mezclado se observa en la (Figura 142) una disminución notoria en los poros en función del método de mezclado a vacío VAC



*Figura 142 Poros mayores de 1mm en muestra C.A y VAC*

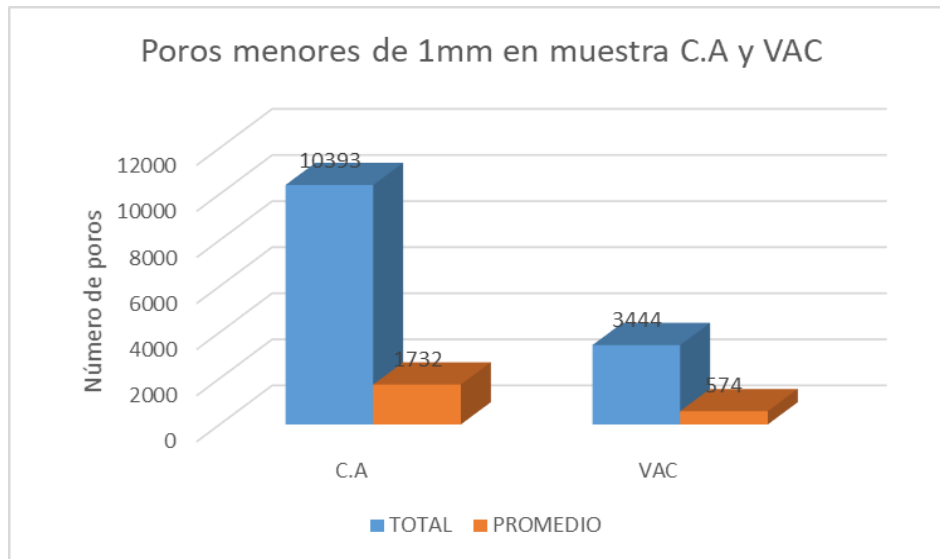
*Tabla 23 Prueba T-Student para poros mayores a 1 mm en muestras C.A y VAC*

Prueba t para dos muestras suponiendo varianzas desiguales para poros mayores de 1mm		
	<i>Muestra a cielo abierto</i>	<i>Muestras a vacío "prototipo"</i>
Media	606.6666667	186.8333333
Varianza	147263.8667	22779.76667
Observaciones	6	6
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	7	
Estadístico t	2.493861636	
P(T<=t) una cola	0.020681056	
Valor crítico de t (una cola)	1.894578605	
P(T<=t) dos colas	0.041362111	
Valor crítico de t (dos colas)	2.364624252	

*Fuente: Autor.*

Se observa específicamente que para poros mayores de 1mm en cada muestra, también hay una reducción estadísticamente significativa de 0.0413 (Tabla 24) cuando se usa el prototipo a vacío como reductor de porosidad en sistema.

Sumando los poros menores de 1mm en cada una de las muestras y segmentándolo por el método de mezclado (Figura 143)



*Figura 143 Poros menores de 1mm en muestra C.A y VAC*

*Tabla 24 Prueba T-Student para poros menores a 1 mm en muestras C.A Y VAC*

Prueba t para dos muestras suponiendo varianzas desiguales para poros menores de 1mm		
	Muestra a cielo abierto	Muestras a vacío "prototipo"
Media	1732.166667	557.3333333
Varianza	786554.1667	166589.4667
Observaciones	6	6
Diferencia hipotética de las medias	0	
Grados de libertad	7	
Estadístico t	2.947628247	
P(T<=t) una cola	0.010739561	
Valor crítico de t (una cola)	1.894578605	
P(T<=t) dos colas	0.021479123	
Valor crítico de t (dos colas)	2.364624252	

Se observa específicamente que para poros menores de 1 mm en cada sistema de mezclado, también hay una reducción estadísticamente significativa de 0,0214 (Tabla 25) cuando se usa el prototipo como reductor de porosidad en sistema.



## 11. Discusión

En la zona METAFISIS 1 Y DIAFISIS DISTAL 2 de muestras a cielo abierto se ve un porcentaje excesivo de poros, esto podría explicar por qué algunas prótesis articulares de cadera cementadas, fallan prematuramente al tener en la zona de mayor carga, una mayor cantidad de poros, lo que desfavorece la distribución de cargas, situación que no se presenta en la muestra a vacío (Figura 131), por otro lado en las zonas DIAFISIS DISTAL 1 se evidencio una reducción total de poros con el sistema de mezclado a vacío, debido quizá al diámetro reducido en esta zona en las muestras de porcino, el prototipo aquí propuesto logro reducir en más del 30% la cantidad total de poros en la muestra, como lo evidencia su prueba T-Student (Tabla 23), en zona de la METAFISIS 1 y 2 en la muestra a cielo abierto se observa una mayor concentración de poros mayores de 1mm, esto es preocupante ya que esta zona es sobrecargada, gran parte de la carga de compresión que fluye del acetábulo al vástago protésico, se ubica en esta zona (Figura 132), contrario a las mismas zonas en la muestra a vacío, que presentan porcentajes muy bajos de poros mayores a 1mm de diámetro lo que favorecería a una mejor de distribución de cargas de compresión en esta zona (Figura 137) , el prototipo logro reducir en más del 60% la posibilidad de encontrar poros mayores de 1mm de diámetro en la muestra, como lo evidencia su prueba T-Student (Tabla 24).

Teniendo en cuenta la distribución de poros en función de la dirección de muestras, proximal (Metafisis 1) hacia la porción distal (Diáfisis distal 2), se puede observar una distribución de poros que disminuye en la zona DIAFISIARIA 1 y 2, y aumenta hacia sus extremos acentuándose más en la zona Metafisiaria, independientemente del proceso de mezcla (Figura134 y 139)

A diferencia del mezclado a cielo abierto, la muestras a vacío exhiben un comportamiento opuesto, acentuándose la mayor concentración de porosidad en el centro del vástago o DIAFISIS 1, no es posible determinar por qué en esta zona en particular la reducción de poros no se logró (Figura 140), La porosidad mayor de 1mm es casi lineal en ambos métodos de mezclado y por debajo de los 1100 poros por zona (Figura 134 y 139).

El *prototipo automatizado para mezcla a vacío de polimetilmetacrilato (PMMA); cemento quirúrgico para prótesis articulares*. Demostró estadísticamente una reducción significativa de la cantidad y el diámetro de los poros en cada una de las zonas de muestra a vacío, comparada con sus zonas homologas en la muestra a cielo abierto, que era lo que se quería demostrar y corroborar.

La tecnología aditiva en impresión 3D, permite a los ingenieros y científicos solucionar problemas de diseño y no incurrir en excesivos gastos de prototipado, el proyecto se benefició de ello, al poder hacer correcciones cuantas veces fue necesario, y a pesar que el número de muestras fue reducido, se puede observar una diferencia estadísticamente significativa.

## **12. Conclusión**

La literatura mundial ya ha demostrado que la zona de la Metafasis está sometida a grandes fuerzas de compresión cuando está existe un reemplazo articular de cadera cementado, es aconsejable liberar estas zonas de porosidad excesiva dentro de la técnica quirúrgica, pero por el momento solo es posible manipulando las características intrínsecas del cemento, no se conoce otra opción de reducir la porosidad en esta zona, diferente al precalentamiento del vástago femoral a 38 grados Celsius.

No es claro en este estudio, si la falta de sangre en las muestras de cerdo, influencia en la porosidad y distribución de los poros en el cemento, a futuro es aconsejable tener en cuenta esta variable.

Es posible integrar en una solo tarjeta todo el sistema operativo del prototipo, lo que ahorraría espacio y tiempo en las etapas de diseño.

Es posible que cambiando las muestras de cemento, los parámetros de programación deban ser modificados en función de la tabla de uso del fabricante.

Es importante acoplar estas muestras a los requerimientos ASTM e ISO y realizar las pruebas mecánicas básicas para la validación de este tipo de biomaterial, y así demostrar también el aumento de dichas propiedades, cuando se usa el prototipo para disminuir la porosidad en el sistema.

A futuro creo que es posible generar una ecuación no lineal que represente la distribución de los poros en el espacio y tiempo, que permita ser usada para construir matrices de rigidez de este material, para ser usado en análisis estructural basado en Método de Elementos Finitos.

La distancia de la cámara a la muestras y la calidad de las fotos, fue exhaustivamente verificado, pero es posible que algunos poros no puedan ser percibidos por la cámara, a futuro sería recomendable pasar las muestras por un microscopio electrónico de barrido, y ejecutar el mismo protocolo aquí expuesto.

El estudio aquí presentado es concordante con lo expuesto por los investigadores (Fatima Ziuica, Miroslau Bábica, & Nenad Grujovica, 2012).

También se pudo observar que el método de mezclado también puede influir en la distribución de la porosidad, a través de las diferentes zonas de muestra cómo fue corroborado por (K. J. Messick, M. A. Miller, & L. A. Damron, 2007).

### 13. Bibliografía

Burke dw, gates ei, harris wh. centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. j bone joint surg am. 1984 oct; 66(8):1265-73.)

Lidgren l, bodelind b, moller j. bone cement improved by vacuum mixing and chilling. acta orthop scand. 1987 feb; 58(1):27-32.

Effect of vacuum-treatment on deformation properties of pmma bone cement fatima zivica\*, miroslav babica, nenad grujovica, slobodan mitrovica, gregory favarob, mihaela cauniiba faculty of mechanical engineering, kragujevac, serbiab csm instruments, Switzerland.

The genesis and evolution of acrylic bone cement Dennis C. Smith, PhD, DSc, FRSCan\* Orthop Clin N Am 36 (2005) 1 – 10.

Properties of Bone Cement: The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement. Clive Lee.

Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg 1960; 42B:28– 30.

Charnley J. Arthroplasty of the hip by the low friction technique. J Bone Joint Surg 1961; 43B:601.

Effect of vacuum-treatment on deformation properties of PMMA bone cement Fatima Ziuica\*, Miroslau Bábica, Nenad Grujovica, Slobodan Mitrouica, Gregory Favaroh, Mihaela Caunih JOURNAL OF THE MECHANICAL BEHAVIOR OF BIOMEDICAL MATERIALS 5 (20 I 2) I 29-I 38.

Outcomes of Charnley total hip arthroplasty using improved cementing with so-called second- and third-generation techniques Shiro Hirose • Hiromi Otsuka • Takkan Morishima Keiji Sato J Orthop Sci (2012) 17:118-123.

Comparison of the mechanical properties of Simplex P, Zimmer Regular, and LVC bone cements Jeff P. Davies, Daniel O. O'Connor, James A. Greer, and William H. Harris Orthopedic Biomechanics Laboratory, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, Massachusetts 02114.

Estudio del patrón de penetración del cemento óseo en la artroplastia de rodilla sobre modelo sintético, rubén perez mañanes, universidad complutense de madrid facultad de medicina.

The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery J. C. J. Webb, R. F. Spencer The journal of bone and j. surgery

Kulzer Co. DRP- Patent 973 590 1943-.

Spence WT. Form-fitting plastic cranioplasty. J Neurosurg 1954; 11:219–25.

Blaine G, Oliver LC. Acrylic cranioplasty. Br J Surg 1952; 39:371– 2.

Robinson RG, Macalister AD. Acrylic cranioplasty. A simple one-stage method using a cold curing material. Br J Surg 1954; 42:312–5.

Cemento óseo , su historia, sus propiedades y desarrollos en su uso, Paul Fenton MRC , Ashok Rampurada MRCS Ed & Ford Qureshi FRCS (Tr y Ortho )

Hoff EAW. Dynamic mechanical properties of polymethacrylates. J Appl Chem 1952; 2:441 – 50).

Smith DC. Studies in denture base materials with special reference to polymethyl methacrylate. PhD Thesis. Manchester, England7 University of Manchester; 1957.

Bot G M, Ismail N J, Usman B, Shilong D J, Obande J O, Aliu S, Sale D, Shehu B B. Using the head as a mould for cranioplasty with methylmethacrylate. J Neurosci Rural Pract 2013;4:471-4)

Sanan A, Haines SJ. Repairing holes in the head: A history of cranioplasty. Neurosurgery 1997; 40:588-603. International Programme on Chemical Safety-World Health Organization; 1998.

Robinson RG, Macalister AD. Acrylic cranioplasty a simple one-stage method using a cold curing material. Br J Surg 1954; 42:312-5.

Oliver LC, Blaine G. A new one-stage method of cranioplasty with acrylic plastic. Med Press 1948; 220:167-8.

Woringer E, Schweig B, Brogly G, Schneider J. New ultramodern technique of repair of cranial damages with acrylic resins; advantage of acrylic resins over tantalum. Rev Neurol 1951; 85:527-35.

Neurosurg Focus 36 (4):E19, 2014 ©AANS, 2014 Materials used in cranioplasty: a history and analysis AATMAN m. SHAH, B.S.,<sup>1</sup> HENRY JUNG, m.D.,<sup>1</sup> AND STEPHEN SKIRBOLL, m.D.<sup>1,2</sup>

Blum KS, Schneider SJ, Rosenthal AD: Methyl methacrylate cranioplasty in children: long-term results. Pediatr Neuro-surg 26:33-35, 1997.

Matsuno A, Tanaka H, Iwamuro H, Takanashi S, Miyawaki S, Nakashima M, et al: Analyses of the factors influencing bone graft infection after delayed cranioplasty. Acta Neurochir (Wien) 148:535-540, 2006.

Galicich JH, Hovind KH: Stainless steel mesh-acrylic cranioplasty. Technical note. J Neurosurg 27:376–378, 1967.

cranioplastias e correção de rinoliquorréias com metilmetacrilato consideracoes a propósito de 35 casos walter c. pekbira rolando a. tenuto darcy f. vellutini.

trotot, r. p. & cor-beil, r. — Réparation des brèches craniennes à l'aide de plaques de résine acry-lique. Présentation de malades. Rev. neurol. 79:426-427, 1947en 1947.

oppenheimer, b. s.; oppenheimer, e. t. & stout, a. p. — Sarcomas induced in rats by implanting cellophane. Proc. Soc. exp. Biol. 67:33-34, 1948.

Chiarini L, Figurelli S, Pollastri G, Torcia E, Ferrari F, Albanese M, et al: Cranioplasty using acrylic material: a new technical procedure. J Craniomaxillofac Surg 32:5–9, 2004

Properties of Bone Cement: Antibiotic-Loaded Cement Lars Frommelt, Klaus-Dieter Kühn, Iniciación térmica. iniciación química, un intento por describir la polimerización capítulo 4 1-60

Materials used in cranioplasty: a history and analysis Aatman M. Shah, B.S.,<sup>1</sup> Henry Jung, M.D.,<sup>1</sup> and Stephen Skirboll, M.D.<sup>1,2</sup>

sabokbar a, fujikawa y, murray DW, Athanasou NA. Radio-opaque agents in bone cement increase bone resorption. J Bone Joint Surg Br. 1997 Jan; 79(1):129-34.

Buchholz HW, Engelbrecht H (1970) Über die Depotwirkung einiger Antibiotika bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. Chirurg 41:511–515.

Mader JT, Adams KR (1988) Experimental Osteomyelitis. In: Schlossberg D (ed) Orthopedic Infection. Springer, New York, pp 39–48.

Properties of Bone Cement: Antibiotic-Loaded Cement Lars Frommelt, Klaus-Dieter Kühn Pfefferle HJ, Nies B (2004) Charakterisierung arzneimittelhaltiger Biomaterialien als kundenspezifische Sonderanfertigung. Orthopäde 33:817–821



International Organization for Standardization. Implants for surgery- acrylic resin cements, 2010(ISO 5833:2002). [http://www.iso.org/iso/iso\\_catalogue/catalogue\\_tc/catalogue\\_detail.htm?csnumber=30980](http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=30980) (date last accessed 12 July 2011).

McNie CM, Barton DC, Fisher J, Stone MH. Modeling of damage to articulating surfaces by third body particles in total joint replacements. *J Mater Sci Mater Med* 2000; 11:569–578.

Graves RM, Sands KC. Making a cost-effective contrast bone cement with or without antibiotics, using aqueous methylene blue for easy cement removal in revision and primary total joint arthroplasty. *Orthopedics* 2007; 30:825–827.

Bargar WL, Martin RB, de Jesus R, Madison MT. The addition of tobramycin to contrast bone cement: effect on flexural strength. *J Arthroplasty* 1986;1:165–168

Bargar WL, Heiple KG, Weber S, et al. Contrast bone cement. *J Orthop Res* 1983; 1:92–100.

Davies JP, Harris WH. The effect of the addition of methylene blue on the fatigue strength of Simplex P bone-cement. *J Appl Biomater* 1992;3:81–85,

Lewis G. Effect of methylene blue on the fracture toughness of acrylic bone cement. *Biomaterials* 1994; 15:1024–1028.

Bargar WL, Heiple KG, Weber S, et al. Contrast bone cement. *J Orthop Res* 1983; 1:92–100.

Physical, mechanical, and pharmacological properties of coloured bone cement with and without antibiotics O. Galasso, M. Mariconda, G. Calonego, G. Gaspar in *From University Magna Graecia, Catanzaro, Italy j.bone.j surgery*.

Katti, K.S., Verma, D., Katti, D.R., 2008. Materials for joint replacement. In: Revell, P.A. (Ed.), Joint Replacement Technology. Woodhead Publishing Limited, p. 90. (Chapter 4).

<http://www.elespectador.com/noticias/salud/articulo114216-colombia-se-realizan-10000-reemplazos-de-cadera-o-rodilla-al-ano>. Fecha de ingreso: 03 de abril del 2014. hora 4:15 pm

Dunne NJ, Orr JF. Curing characteristics of acrylic bone cement. J Mater Sci Mater Med. 2002 Jan; 13(1):17-22.

Berman AT, Reid JS, Yanicko DR, Jr., Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. Clin Orthop Relat Res. 1984 Jun(186):284-92. }

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983 Jul;50(1):101-7

Sullivan SJ, Topoleski LD. Influence of initial component temperature on the apparent viscosity and handling characteristics of acrylic (PMMA) bone cement. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2007 Apr; 81(1):224-30.

Iniciación térmica, iniciación química capítulo 4 pag 120, pag web// [http:// polimerización en cemento quirúrgicos// efgr.-hh/](http://polimerización en cemento quirúrgicos//efgr.-hh/) hora de búsqueda: 4:00pm fecha de búsqueda: 23 de mayo del 2014.

Bamford, 1988; Eastmond 1976a, 1976b y 1976c, Concentraciones de monómero e iniciadores experimentales.

Schultz y Blaschke, 1942; Modelamientos matemáticos en sistemas redox y Biopolímeros.

Kamachi et al, 1978 Constantes experimentales en sistemas redox.

Imoto y Choe, 1955 Producción de radicales libres y modelamientos experimentales.

Odian, 1991, Mecanismos químicos generados entre el peróxido de benzoilo y el N,N - dimetil- p- toluidina.

Kühn K-D. Bone Cements. New York Tokyo: Springer; 2000.

Lee AJ, Ling RS, Gheduzzi S, Simon JP, Renfro RJ. Factors affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement. J Mater Sci Mater Med. 2002 Aug; 13(8):723-33.

Dunne NJ, Orr JF. Flow characteristics of curing polymethyl methacrylate bone cement. Proc Inst Mech Eng H. 1998; 212(3):199-207.

Lidgren L, Bodelind B, Moller J. Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. Acta Orthop Scand. 1987 Feb; 58(1):27-32.

Klein RW, Scott CP, Higham PA. The strength of acrylic bone cement cured under thumb pressure. Biomaterials. 2004 Feb; 25(5):943-7.

Evans, S.L., 2006. Fatigue of PMMA bone cement, fracture of nano and engineering materials and structures. In: Gdoutos, E.E. (Ed.), Fracture of Nano and Engineering Materials and Structures. In: Proceedings of the 16th European Conference of Fracture, Springer, pp. 271–272

Müller, R.T., Heger, I., Oldenburg, M., 1997. The mechanism of loosening in cemented hip prostheses determined from long term results. Arch. Orthop. Trauma Surg. 116, 41–45.

Buckley, P.J., Orr, J.F., Revie, I.C., Breusch, S.J., Dunne, N.J., 2003. Fracture characteristics of acrylic bone cement–bone composites. Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med. 217, 419–427.

Lewis, G., 2003. Fatigue testing and performance of acrylic bone–cement materials: state-of-the-art review. J. Biomed. Mater. Res. Part B 66B, 457–486.

Ries, M.D., Young, E., Al-Marashi, L., Goldstein, P., Hetherington, A., Petrie, T., Pruitt, L., 2006. In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty. *Biomaterials* 27, 256–261.

Sinnett-Jones, P.E., Browne, M., Ludwig, W., Buffière, J.-Y., Sinclair, I., 2005. Microtomography assessment of failure in acrylic bone cement. *Biomaterials* 26, 6460–6466.

Hoey, D., Taylor, D., 2008. Fatigue in porous PMMA: the effect of stress concentrations. *Int. J. Fatigue* 30, 989–995.

Lelovics, H., Liptakova, T., 2010. Time and mixing technique dependent changes in bone cement smartset§HV. *Acta Bioeng. Biomech.* 12, 63–67.

Lewis, G., 2011. Viscoelastic properties of injectable bone cements for orthopaedic applications: state-of-the-art review. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 98, 171–191.

Lewis, G., Xu, J., Dunne, N., Daly, C., Orr, J., 2007. Evaluation of an accelerated ageing medium for acrylic bone cement based on analysis of nanoindentation measurements on laboratory prepared and retrieved specimens. *J. Biomed. Mater. Res. Part B* 81, 544–550

Provenzano, M., Murphy, K.P.J., Riley III, L.H., 2004. Bone cements: review of their physiochemical and biochemical properties in percutaneous vertebroplasty. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 25, 1286–1290.

Nottrott, M., Mølster, A.O., Gjerdet, N.R., 2007. Time dependent mechanical properties of bone cement. An in vitro study over one year. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 83, 416–421.

Joschek S, Nies B, Krotz R, Göpferich A. Chemical and physicochemical characterization of porous hydroxyapatite ceramics made of natural bone. *Biomaterials* 2000; 21:1645-1658.

Mehta KA, Serpil M, Phuapradit W, Waseem A, Shah NH. Effect of formulation and process variables on porosity parameters and release rates from a multi unit erosion matrix of a poorly soluble drug. *J Control Release* 2000; 63:201-211.

Lewis G, Mladsi S. Effect of sterilization method on properties of Palacos R acrylic bone cement. *Biomaterials* 1998; 19:117-24.

Kühn K-D. Bone cement: up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial interests. Berlin: Springer, 2000

Lewis G. Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *J Biomed Mater Res* 1997; 38: 155–182.

Saha S, Pal S. The mechanical properties of bone cement: a review. *J Biomed Mater Res* 1984, 18: 435–462

Kühn K-D. Bone cements. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokyo, 2000

Meyer PR Jr, Lautenschlager EP, Moore BK. On the setting properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1973;55-A:149-56

Lee AJ, Ling RS, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Trauma Surg* 1978; 92:1-18.

Reckling FW, Dillon WL. The bone-cement interface temperature during total joint replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1977; 59-A:80-2.

Linder L. Reaction of bone to the acute chemical trauma of bone cement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1977; 59:82-7.

Lee AJC. The time-dependent properties of polymethylmethacrylate bone cement: the interaction of shape of femoral stems, surface finish and bone cement. In: Learmonth ID, ed. *Interfaces in total hip arthroplasty*. London: Springer-Verlag Ltd, 2000:11-19.

Armstrong M, Spencer RF, Lovering AM, et al. Antibiotic elution from bone cement: a study of common cement-antibiotic combinations. *Hip International* 2002; 12:23-7.

Lee A J C, Ling RSM, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Traumat Surg* 1978; 92: 1–18

Lee AJC, Ling RSM, Gheduzzi S, Simon J-P, Renfro RJ. Factors affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement. *J Mater Sci – Mater in Med*, 2002, 13: 723–733

Furnes O, Lie SA, Havelin LI, Vollset SE, Engesaeter LB: Exeter and Charnley arthroplasties with Boneloc or high viscosity cement. Comparison of 1,127 arthroplasties followed for 5 years in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 1997; 68: 515-20.

Guzmán A. Estudio técnico económico en la recuperación de monómero de metacrilato de metilo a partir de polímero. México. Facultad de Química 1974: 150.

[www.state.nj.us/health/eoh/odisweb](http://www.state.nj.us/health/eoh/odisweb). (new jersey department of health and seniorservice. Fecha de ingreso: 03 de abril del 2014. hora 4:15 pm

Vástagos cementados en la artroplastía de cadera: Historia y evolución Simesen-de Bielke H, González-Della Valle A, Salvati EA Hospital Weill Medical College of Cornell University, New York, USA. Pag.324

optimización mediante modificaciones farmacotécnicas de matrices poliméricas: desarrollo de formulaciones alternativas, María Rosa Virto García Madrid, 2005.

Vacuum-mixing cement does not decrease overall porosity in cemented femoral stems AN  
IN VITRO LABORATORY INVESTIGATION K. J. Messick, M. A. Miller, L. A. Damron, A.  
Race, M. T. Clarke, K. A. Mann, J Bone Joint Surg [Br] 2007;89-B:1115-21.

Determinación de monómero residual de metacrilato de metilo en 3 diferentes marcas  
comerciales para base de dentaduras por cromatografía de gases Fernando Solórzano Lemus,  
Rogelio Danovan Venegas Lancón, Víctor Moreno Maldonado, Salvador López Morales.  
Revista Odontológica Mexicana. vol. 14 núm. 2 junio 2010.

Termodinamica de Wark,k, Sexta edición,Kenneth Wark, Jr, Donald E. Richards pag33

The effect of centrifuging bone cement j. p. davies, m. jasty, d. o. oconnor, d. w.  
burke, t. p. harrigan, w. h. harris J Bone Joint Surg [Br] 1989;71-B :39-42.

Pre-heating of components in cemented total hip arthroplasty A. A. Jafri, S. M. Green, P. F.  
Partington, A. W. McCaskie, S. D. Muller J Bone Joint Surg [Br] 2004;86-B:1214-19

<http://www.medicalexpo.es/prod/zimmer/product-74894-630953.html> Fecha de ingreso: 13  
de agosto del 2015. hora 9:15 am.

[http://www.debramedix.com/descargas/mezclado\\_vacio.pdf](http://www.debramedix.com/descargas/mezclado_vacio.pdf) Fecha de ingreso: 13 de  
agosto del 2015. hora 9:38 am.

<http://www.medicalexpo.es/prod/stryker/product-70192-447780.html> Fecha de ingreso: 13  
de agosto del 2015. hora 2:05 Pm.

## ANEXO A: Líneas de programación en Arduino Uno

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

#include <Wire.h>

#include <DHT.h>

#include <Adafruit_MLX90614.h>


#define DHTPIN 13

#define DHTTYPE DHT22


DHT dht(DHTPIN, DHTTYPE);

LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F,16,2);


int motorpin = 6, ventiladorpin=7, Encendido=0, Apagado=0, Led_Verde=2, Led_Rojo=3,
referencia=0;

float porcentaje;


Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();


void setup()

{

  pinMode(12, OUTPUT);  //Led verde

  pinMode(11, OUTPUT);  //Led amarillo
```



```

pinMode(10, OUTPUT); //Led naranja

pinMode(9, OUTPUT); //Led rojo

pinMode(5, INPUT); // Encendido

pinMode(4, INPUT); // Apagado

pinMode(Led_Verde, OUTPUT); // Led verde

pinMode(Led_Rojo, OUTPUT); // Led rojo

pinMode(ventiladorpin, OUTPUT); //Ventilador

dht.begin();

mlx.begin();

lcd.begin();

lcd.backlight();

lcd.clear();

lcd.setCursor(0,0);

lcd.print("Leyendo sensor"); // Mensaje a despegar

delay(3000);

void loop()

{

float temperature, humidity, celsius, Voltaje_1, Voltaje_2;

int fadevalue, Sensor_Presion_1, Sensor_Presion_2;

Sensor_Presion_1 = analogRead(A0);

Sensor_Presion_2 = analogRead(A1);

//Voltaje_1 = Sensor_Presion_1 * (5.0 / 1023.0);

```

```

//Voltaje_2 = Sensor_Presion_2 * (5.0 / 1023.0);

Voltaje_1 = 10;

Voltaje_2 = 10;


if (Voltaje_1 == Voltaje_2)

{

    if(referencia==0)

    {

        referencia = 1;

        lcd.clear();

        lcd.setCursor(0,0);

        lcd.print("Presiones");

        lcd.setCursor(0,1);

        lcd.print("Igualadas");

        delay(600);

    }

    if((digitalRead(5) == HIGH && digitalRead(4) == LOW)/(Encendido == 1 &&
Apagado == 0))

    {

        Encendido=1;

        Apagado=0;

        digitalWrite(Led_Verde, HIGH);

        digitalWrite(Led_Rojo, LOW);

```

```
celsius = mlx.readObjectTempC();  
humidity = dht.readHumidity();  
temperature = dht.readTemperature();  
delay(600);
```

```
lcd.clear();
```

```
char tempF[6];  
char humF[6];  
char temp2F[6];  
dtostrf(temperature, 5, 1, tempF);  
dtostrf(humidity, 2, 0, humF);  
dtostrf(celsius, 5, 1, temp2F);  
digitalWrite(ventiladorpin, HIGH);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("T:");  
lcd.print(tempF);  
lcd.print((char)223);  
lcd.print("C");  
lcd.print(" H:");  
lcd.print(humF);  
lcd.print("%");
```

```
lcd.setCursor(0,1);  
  
lcd.print("T in: ");  
  
lcd.print(temp2F);  
  
lcd.print((char)223);  
  
lcd.print("C");  
  
delay(600);
```

```
if (celsius < 23)  
{  
    porcentaje = 10;  
}  
  
else if (celsius >= 23 && celsius < 30)  
{  
    porcentaje = (((20 / (43-celsius)) * 4.5)+10);  
    digitalWrite(12, HIGH);  
    digitalWrite(11, LOW);  
    digitalWrite(10, LOW);  
    digitalWrite(9, LOW);  
}  
  
else if (celsius >= 30 && celsius < 37)  
{  
    porcentaje = (((20 / (43-celsius)) * 4.5)+10);  
    digitalWrite(12, LOW);
```

```

    digitalWrite(11, HIGH);

    digitalWrite(10, LOW);

    digitalWrite(9, LOW);

}

else if (celsius >= 37 && celsius < 43)

{

    porcentaje = (((20 / (43-celsius)) * 4.5)+10);

    digitalWrite(12, LOW);

    digitalWrite(11, LOW);

    digitalWrite(10, HIGH);

    digitalWrite(9, LOW);

}

else if (celsius >= 43 && celsius < 48)

{

    porcentaje = (((48 - celsius) / 5) * 100);

    digitalWrite(12, LOW);

    digitalWrite(11, LOW);

    digitalWrite(10, LOW);

    digitalWrite(9, HIGH);

}

else

{

    porcentaje = 0;

```

```
digitalWrite(12, LOW);
```

```
digitalWrite(11, LOW);
```

## ANEXO B: Líneas de programación para detección de poros en Matlab

```
clear all

% cargar la imagen

a=imread ('porostesis.jpg');
b=rgb2gray(a);
figure (1);imshow(b),title('IMAGEN ORIGINAL DIAFISIS 2');% imagen
original

% filtro de la imagen filtro mediana

fm=imfilter(b,[1,1],0)
figure (2); imshow(fm); title('imagen filtrada por mediana')

% convertir bordes en escala 250-255 blanco pero no binario

c=255-fm
figure (3);imshow(c); title('bordes convertidos blancos en escala 250-
255');

% escala pasa de 255 a 1 binario

umbral=graythresh(c);%umbral otzu
```

```

grises =im2bw(c,umbral);% binarización de la imagen partiendo del umbral
figure (4); imshow(grises);title('deteccion de bordes proceso binario')

% lo que está en blanco pasa ser un objeto en la imagen en este caso un
poro

%identifica los objetos de la imagen en este caso los poros
%f=bwlabel(grises);

%figure (5); imshow(label2rgb(f)); title('Detección de bordes por
colores')

% etiqueta de cada poro y ubicación de propiedades geométricas

[L Ne]= bwlabel(grises)
propiedadesporos=regionprops(L)

figure (5); imshow(grises);title('IMAGEN BINARIZADA')

%encerrar cada poro en una caja (boudingbox) para identificarlo

%quitar pequeños objetos

grises1=bwareaopen(grises,50,8);

figure (6) ,imshow(grises1),title('Limites de poros mayores de 100
pixeles area en verde y menores en azul ')

text( 10,45,' Poros > de 100 pixeles','color','g')

```



```

text( 10,70,' Poros < de 100 pixeles','color','b')
text( 10,100,'Reborde de porosidad','color','r')

% e=imfill (fm);
% figure (7) ; imshow(e); title (' relleno de orificios');

for n=1: size(propiedadesporos,1)

rectangle('position',propiedadesporos(n).BoundingBox,'edgecolor','g','linewidth
th',2);

end

pause(8)

%encontrar áreas menores a 100 pixeles

menores=find([propiedadesporos.Area]<10)
mayores=find([propiedadesporos.Area]>10)

%visualizar estos puntos con color azul

for n=1:size(menores,2)

rectangle('position',propiedadesporos(menores(n)).BoundingBox,'edgecolor','b'
,'linewidth',2);

```

```

end

pause(2)

hold on

%delimitar perímetro

B=bwboundaries(grises);

for k=1:length(B)
    boundary=B{k};
    title ('Límites de poros mayores de 100 píxeles área en verde y
menores en azul'),plot( boundary(:,2), boundary(:,1), 'r','linewidth',2)
end

pause(2)

% seleccionar área máxima de la imagen
areas=[propiedadesporos.Area];% ubicamos todas las áreas
%en area_max se guarda el área Max y en pam su ubicación
[area_max, pam]=max(areas);

%en am guardamos la comparación de la matriz L (poro numero 10) versus la
ubicación del poro mayor ( PAM=10)

am=ismember(L,pam);

% graficamos la ubicación del poro

imshow(am), title(' segmentación de poro de mayor extensión')

```

```

C=bwboundaries(am);

for k=1:length(C)
    boundary=C{k};
    title ('SEGMENTACION DE MAXIMO PORO'), plot( boundary(:,2), boundary
(:,1), 'r','linewidth',2)
end
pause(3)

%tabulación de estos datos

% posicione del menor y el mayor en los menores y de igual manera en el
mayor

minp=min(menores);%menor del vector menores solo entrega la posición
maxp=min(menores);% mayor del vector menores
minpp=min(mayores);% menor del vector mayores
maxpp=max(mayores);% mayor del vector mayores

% cantidad de datos de menores y mayores
totalmenores=length (menores)
totalmayores=length ( mayores)

% área max encontrada en el mayor de mayores
areamax=area_max

% ingresar a AAA el vector menores de Areas
AAA=[propiedadesporos(menores).Area] '

```

```

BBB=[propiedadesporos(mayores).Area] '

% del Vector AAA sacamos el máximo

format long

AMAX=max(AAA) % máximo de este vector

BMAX=max(BBB) %máximo de menores

mediamenores= median(AAA) % media de menores

mediamayores=median(BBB) %media de mayores

modamenores=mode(AAA) %moda de menores

modamayores=mode(BBB) % moda de mayores

DESTDMENORES=std(AAA) % desviación estándar de menores

DESTDMAYORES=std(BBB) %desviación estándar de mayores


estadística=[minp,maxp,minpp,maxpp,totalmenores,
totalmayores,AMAX,BMAX,mediamenores,mediamayores,modamenores,modamayores] '

```

ANEXO C: cotas y dimensiones prototipo impreso en 3D

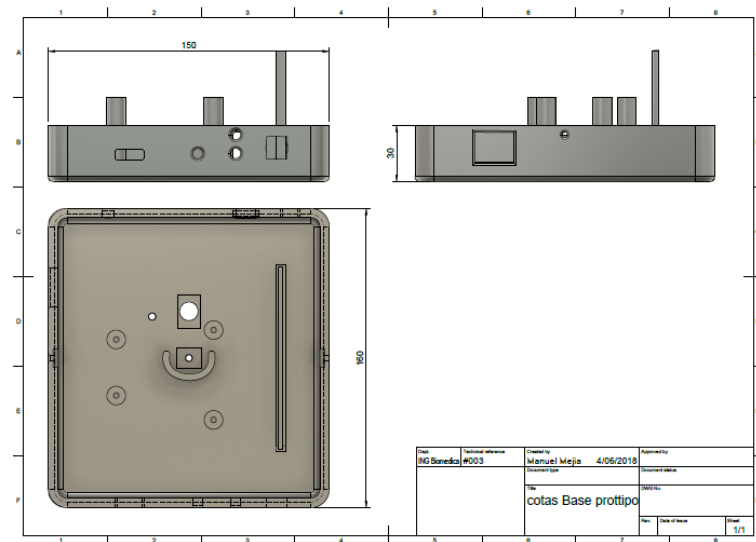


Figura 144 Cotas y dimensiones prototipo finalizado

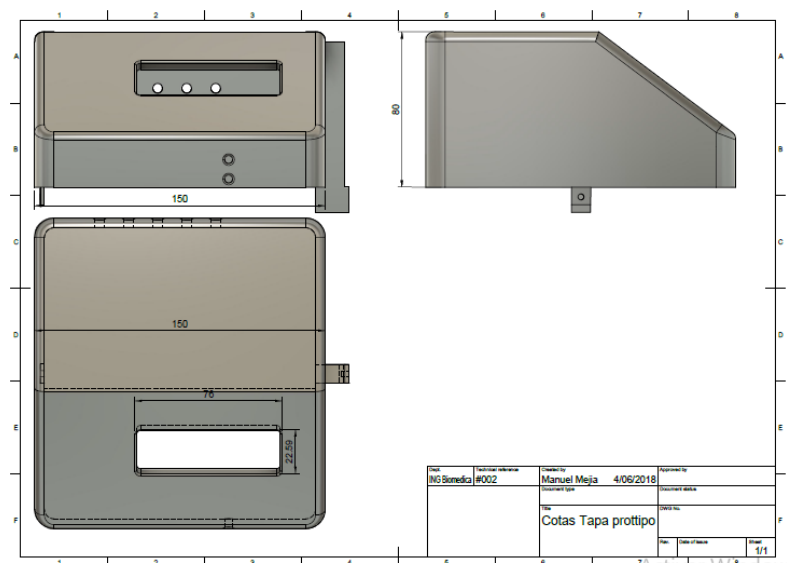


Figura 145 Cotas y dimensiones prototipo finalizado

## ANEXO D: Tabulación de resultados

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>METAFISIS 1 C.A</b>	3431	3050	2789	2900	3100	3280	3560	2765	2994	3330	3119.9
<b>METAFISIS 1 VAC</b>	711	540	800	760	670	515	1100	921	721	330	706.8

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>METAFISIS 2 C.A</b>	3825	3650	3910	3765	3522	3790	3830	3324	3390	3560	3656.6
<b>METAFISIS 2 VAC</b>	530	900	870	1100	450	649	1100	845	945	760	814.9

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>DIAFISIS 1 C.A</b>	662	830	604	724	889	756	754	876	656	767	751.8
<b>DIAFISIS 1 VAC</b>	1329	500	349	510	445	689	430	555	345	370	552.2

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>DIAFISIS 2 C.A</b>	1254	1100	1265	940	860	1324	1198	1020	1384	990	1133.5
<b>DIAFISIS 2 VAC</b>	417	620	510	435	720	563	500	554	367	657	534.3

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>DIAFISIS DISTAL 1 C.A</b>	2378	2110	1960	2289	2078	2001	2453	2300	2467	2066	2210.2
<b>DIAFISIS DISTAL 1 VAC</b>	19	560	830	950	600	1001	865	776	1100	932	763.3

<b>TOTAL DE POROS EN EL SISTEMA</b>											
<b>ZONA DE LA MUESTRA</b>	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	Muestra 5	Muestra 6	Muestra 7	Muestra 8	Muestra 9	Muestra 10	<b>Promedio</b>
<b>DIAFISIS DISTAL 2 C.A</b>	2536	2790	2389	2478	2678	2876	2410	2500	2499	2583	2573.9
<b>DIAFISIS DISTAL 2 VAC</b>	1815	1600	1710	1400	1940	1750	1244	1999	1456	920	1583.4